

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)**



**TESIS DOCTORAL**

**Evaluación del ajuste marginal de la implantoprótesis de carga inmediata, confeccionada mediante técnicas Cad/Cam a partir de la planificación para cirugía guiada**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**Manuel Juan Poveda Sáenz**

Director

Andrés Sánchez Turrión

Madrid, 2016



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I**

**(PRÓTESIS BUCOFACIAL)**

**EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL DE LA  
IMPLANTOPRÓTESIS DE CARGA INMEDIATA,  
CONFECCIONADA MEDIANTE TÉCNICAS  
CAD/CAM A PARTIR DE LA PLANIFICACIÓN  
PARA CIRUGÍA GUIADA.**

**TESIS DOCTORAL**

**MANUEL JUAN POVEDA SÁENZ**

**Madrid 2015**

**EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL DE LA  
IMPLANTOPRÓTESIS DE CARGA INMEDIATA,  
CONFECCIONADA MEDIANTE TÉCNICAS  
CAD/CAM A PARTIR DE LA PLANIFICACIÓN  
PARA CIRUGÍA GUIADA.**

Trabajo de Investigación para optar al Grado de Doctor en Odontología por  
la Universidad Complutense de Madrid que presenta:

**MANUEL JUAN POVEDA SÁENZ**

Director:

**Prof. Dr. D. Andrés Sánchez Turrión**

Profesor Titular del Departamento de Estomatología I  
(Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología.

Universidad Complutense de Madrid

**Madrid 2015**



Don **Andrés Sánchez Turrión**, Profesor Titular de Prótesis Bucofacial del Departamento de Estomatología I de la FACULTAD DE ODONTOLOGÍA de la Universidad Complutense de Madrid.

**CERTIFICA:**

Que el Trabajo de Investigación titulado: **“EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL DE LA IMPLANTOPRÓTESIS DE CARGA INMEDIATA, CONFECCIONADA MEDIANTE TÉCNICAS CAD/CAM A PARTIR DE LA PLANIFICACIÓN PARA CIRUGÍA GUIADA”**, del que es autor Don **Manuel Juan Poveda Sáenz**, ha sido realizado en este Departamento bajo mi dirección y supervisión, reuniendo, en mi opinión, todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor en Odontología por esta Universidad.

Para que conste a los efectos oportunos, queda firmado a veinte de Octubre de dos mil quince.

Fdo. Dr. Sánchez Turrión.

## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar al doctor Andrés Sánchez Turrión, director del presente estudio, por la confianza que depositó en mi al brindarme la posibilidad de participar directamente en este proyecto. Agradezco a Andrés su ayuda, su apoyo constante, su gran interés y dedicación en esta línea de investigación y los consejos recibidos a lo largo de mi formación académica y en especial a lo largo del proyecto.

A las casas comerciales AstraTech® y Materialise®. Gracias a AstraTech® por la dotación económica, los materiales, los aditamentos y de mas útiles imprescindibles para este fin, y en concreto, gracias a Juanjo Oviedo y a Eduardo Muriel, por apoyar este proyecto. Gracias a Materialise®, en concreto a Marina Monjo, por su ayuda en la supervisión de la planificación con el software y la atención recibida.

Destacar el magnífico trato recibido en el Laboratorio protésico Protesis S.A, entidad encargada de las fases técnicas de esta investigación. En especial a Rafael Acevedo, Sergio Acevedo y a Rafael Briones, los cuales han aportado su experiencia y conocimiento en el terreno de la tecnología CAD/CAM.

Al Taller Mecánico de Ayuda a la Investigación de la U.C.M por su ayuda a la confección de un soporte de mayores dimensiones para el análisis microscópico.

Agradecer todo el apoyo recibido en el Centro Nacional de Microscopía (antiguo Luís Brú), en especial a los técnicos Eugenio Baldonado y Ana Vicente.

A Juan José Granizo Martinez, licenciado en Medicina y Cirugía, Especialista en Medicina Preventiva y Salud Pública, responsable del análisis estadístico (Granadatos S.L), por su asesoramiento y colaboración.

A todas las personas que me han acompañado en este duro y largo trayecto, dándome apoyo y estando siempre a mi lado en los buenos y en los malos momentos.

A todos ellos, GRACIAS.

## DEDICATORIA

*A mis padres y hermanos,  
sin vosotros no lo  
hubiera conseguido.*

# ÍNDICE

# ÍNDICE

## CONTENIDOS

## PÁGINAS

---

<b>1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN.....</b>	<b>10</b>
<b>1.1. Cirugía guiada y carga inmediata en Implantología.....</b>	<b>14</b>
1.1.1. Principales sistemas de cirugía guiada: Sistemas de navegación, férulas mecanizadas y férulas estereolitográficas .....	14
1.1.2. Tipos de guías estereolitográficas y proceso de confección....	18
1.1.3. Justificación de la carga inmediata en prótesis implantosoportada...	20
<b>1.2. CAD/CAM en prótesis fija implantosoportada.....</b>	<b>25</b>
1.2.1. Fases del proceso de CAD/CAM.....	25
<b>1.3. Ajuste marginal en prótesis fija implantosoportada.....</b>	<b>26</b>
1.3.1. Concepto y acepciones de ajuste.....	26
1.3.2. Factores que influyen en la adaptación de una mesoestructura.....	29
1.3.3. Métodos de evaluación del ajuste.....	30
<b>1.4. Justificación.....</b>	<b>35</b>
 <b>2. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....</b>	 <b>36</b>
 <b>3. OBJETIVOS.....</b>	 <b>38</b>
 <b>4. MATERIAL Y MÉTODO.....</b>	 <b>40</b>
4.1. Confección de los Modelos Mandibulares.....	42
4.2. Realización de la Tomografía Computerizada.....	44
4.3. Planificación implantológica con el software.....	46
4.4. Solicitud de las guías Facilitate™.....	48
4.5. Fabricación y distribución de las guías.....	49
4.6. Confección de los modelos de trabajo.....	53
4.7. Confección de las estructuras mecanizadas de Cromo-Cobalto.....	56
4.8. Sistemática quirúrgica con las guías Facilitate™.....	65



---

4.9. Colocación de las estructuras.....	70
4.10. Estudio en Microscopio Electrónico de Barrido.....	71
4.11. Tratamiento Estadístico de los datos.....	79
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>80</b>
5.1. Estadística descriptiva de cada implante.....	81
5.2. Estadística descriptiva de cada estructura.....	100
5.3. Estadística inferencial de cada implante.....	105
5.4. Estadística inferencial de cada estructura.....	109
<b>6. DISCUSIÓN.....</b>	<b>111</b>
<b>7. CONCLUSIONES.....</b>	<b>119</b>
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>121</b>
<b>9. APÉNDICE.....</b>	<b>137</b>
9.1. Tabla de recogida de datos.....	138
9.2. Estadísticos descriptivos de los implantes.....	154
9.3. Pruebas Estadísticas.....	158
<b>10. RESÚMEN EN INGLÉS.....</b>	<b>172</b>
<b>11. RESÚMEN EN ESPAÑOL.....</b>	<b>178</b>

# **1. INTRODUCCIÓN**

## 1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN.

Cuando el concepto osteointegración fue introducido por el profesor Per-Ingvar Branemark en la Conferencia de Toronto de 1982, pocos podían sospechar el impacto que esto tendría en la profesión dental y en la calidad de vida de los pacientes inválidos orales.<sup>(1,2)</sup>

La colocación de implantes en el campo odontológico tiene como finalidad soportar y/o retener prótesis que van a devolver al paciente la forma, función y estética perdidas.<sup>(3-9)</sup> Desde los protocolos históricos iniciales basados únicamente en el hueso disponible, la evolución nos ha llevado a colocar los implantes en función de los requerimientos de la prótesis, como extensiones apicales de los dientes protésicos predeterminados en el diagnóstico. Ya lo decía el poeta romano Manlius: “Finis origine pendet” (el final depende del principio), así pues para la correcta elaboración de un tratamiento orientado hacia la prótesis donde queremos obtener un resultado funcional y estético óptimo es esencial una planificación prequirúrgica que compagine la disponibilidad ósea con las necesidades protésicas. Indudablemente esto ha supuesto una mejora en el modo de planificar y de ejecutar los tratamientos,<sup>(4,10-19)</sup> aunque en la práctica clínica sigue siendo habitual encontrar casos con una colocación subóptima de los implantes, con los consiguientes problemas en el resultado final (biomecánica, función oclusal y estética). Esto es especialmente relevante en aquellos casos con elevados requerimientos estéticos y/o con escaso hueso remanente, donde el correcto posicionamiento y la inserción segura de los implantes suele ser dificultosa.<sup>(4)</sup>

La planificación prequirúrgica se lleva a cabo mediante una exploración clínica y radiológica del caso, y un estudio de modelos.<sup>(7,8,20)</sup> La exploración clínica comprende un examen visual, una palpación de las estructuras mas superficiales, medición de la anchura proximal de la brecha edéntula, determinación del espesor de la cresta, y análisis de las relaciones maxilomandibulares con ayuda de la exploración de los modelos y de fotografías intraorales y extraorales.<sup>(6,9)</sup> En cuanto a la exploración radiológica, las indicaciones de las diferentes modalidades radiológicas en implantología se basan en necesidades clínicas y en el riesgo biológico del paciente.

Para calcular el riesgo biológico, los autores hacen mediciones de dosis de radiación y la justificación de la elección de una técnica radiológica u otra se hace analizando el coste-beneficio para el paciente, y siempre se elegirá prioritariamente la que menos dosis de radiación dé al paciente, es decir, cumpliendo el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).<sup>(19-21)</sup> Las técnicas radiográficas convencionales, es decir, las radiografías intraorales, las técnicas cefalométricas y las panorámicas, se aceptaban como las estándar para planificar casos de implantes hasta muy avanzados los años 80, momento en el cual, se fueron investigando y descubriendo las técnicas seccionales, tales como la tomografía convencional y la tomografía convencional en espiral, y años posteriores ya la tomografía computerizada multiplanar con imágenes reformateadas, las cuales fueron tomando relevancia a la hora de realizar el diagnóstico y plan de tratamiento en los pacientes tratados con implantes puesto que ofrecían mucha más información diagnóstica.<sup>(10)</sup>

En el año 2000, la Academia Americana de Radiología Oral y Maxilofacial recomendaba para una correcta planificación de la cirugía de implantes, la realización de técnicas radiológicas tomográficas, bien fueran convencionales o computerizadas (TC).<sup>(19)</sup> A su vez, por la misma época comenzaron a aparecer los primeros sistemas de tomografía computerizada de haz cónico (CBCT), los cuales han continuado desarrollándose durante los últimos años. Nos encontramos con una técnica radiológica que emite menos radiación sobre el paciente (hasta la sexta parte que una TC según algunos estudios), y que además resulta más económica por lo que inicialmente en el año 2000, se optó por indicar el CBCT para casos de número reducido de implantes y la tomografía computerizada para casos de múltiples implantes.<sup>(15,21-23)</sup> Pero en 2012, debido al mejor desarrollo del CBCT, la misma Academia lo recomienda como la técnica más indicada para planificar el plan de tratamiento de cualquier caso de implantes, independientemente del número y/o dificultad,<sup>(24)</sup> e incluso otros autores recientemente la recomiendan el CBCT para un control postoperatorio de los implantes.<sup>(25)</sup> Finalmente, el uso de técnicas intraorales y panorámicas se indican para el estudio inicial de un caso subsidiario de implantes y también se indican para un control postoperatorio y de seguimiento de implantes.<sup>(24)</sup>

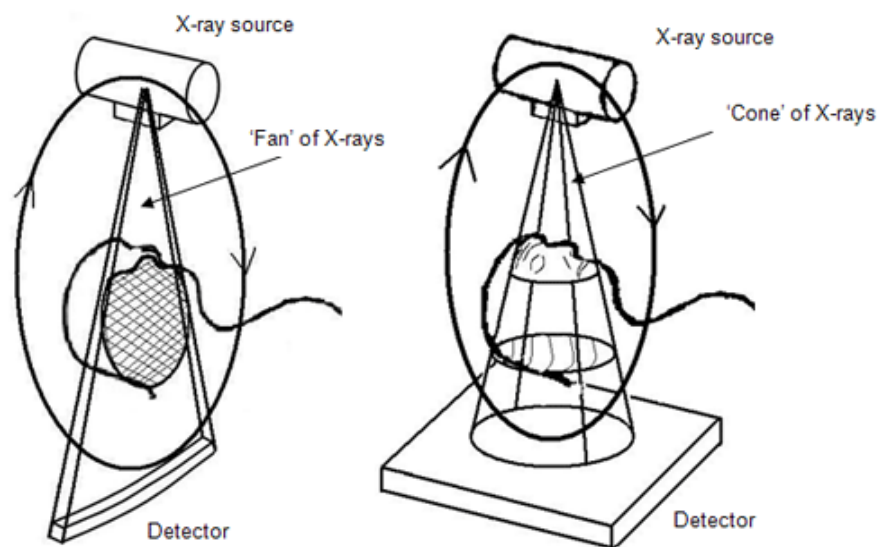


Fig. 1: Comparación de morfología de Haz de Rx Helicoidal (izquierda) y la morfología de Haz Rx Cónico (derecha).

En cualquier técnica tomográfica es importante matizar que por sí sola aporta pocos datos para la predictibilidad prequirúrgica de los resultados protéticos, por ello, es imprescindible además el empleo de férulas radiológicas opacas durante la tomografía para que la información protética del paciente pueda ser transferida a la planificación prequirúrgica.<sup>(2,3,10-12,21,26-29)</sup> Dichos localizadores radiológicos son un duplicado de la prueba diagnóstica de dientes en cera,<sup>(2-4,17,30)</sup> o de la prótesis removible que porta el paciente (si su estado es bueno).<sup>(10,30,31)</sup>

Para la planificación en un caso de implantoprótesis, lo mas habitual es pensar la mejor distribución de los implantes y después se plasma tomando mediciones de manera manual mediante el empleo de una regla transparente y proformas de distintos tamaños de implantes (morfología, diámetro y altura) sobre la tomografía impresa en papel de acetato. Dicho plan de tratamiento es difícil de hacer tangible y real en el campo quirúrgico puesto que la cirugía se hace la mayoría de las veces a mano alzada, es decir sin emplear nexo alguno de unión entre lo planificado sobre la tomografía impresa y lo ejecutado en la boca del paciente.<sup>(32,33)</sup> Se comenzaron a desarrollar guías quirúrgicas basadas en las guías radiológicas para tener un nexo para ejecutar la planificación en el campo quirúrgico. Durante la mitad de la década de los noventa en adelante, muchos

autores publicaron sistemáticas para la realización de guías quirúrgicas de fresado. Las guías de uso más frecuente son las que reproducen la cara vestibular del diente a reponer. Otros autores prefieren eliminar la cara vestibular de la férula y dejar la lingual como referencia, lo cual permite una mayor visibilidad y una mejor irrigación externa durante la cirugía, pero no establece un límite vestibular sobre la posición final del implante. En 1998 varios autores españoles presentaron una sistemática para la realización de guías que denominaron guía de perfil,<sup>(29)</sup> donde mediante el empleo de dos alambres en vestibular se muestra el contorno del diente a reponer y guía la posición del implante. Otra opción son las guías acrílicas a las que se les realiza una perforación de la cara oclusal para permitir el fresado de la fresa de inicio pero su uso es dificultoso porque no ofrecen una buena visibilidad y son de un tamaño considerable (figura 2). Se han intentado mejorar este tipo de guías adelgazando el espesor vestibular de las mismas para mejorar la visibilidad, el acceso y la irrigación externa, pero el problema de todas ellas es que debido a que no integran la estructura ósea subyacente (se construyen sobre un modelo de escayola) no deben utilizarse para dirigir la trayectoria en tres dimensiones, de la planificación implantaria.<sup>(31)</sup>



Fig. 2: Imagen de una guía quirúrgica convencional acrílica.

Aparecieron después los cilindros metálicos de fresado con diferentes diámetros, los cuales se incorporaban en la férula quirúrgica acrílica previamente descrita, para guiar el fresado y favorecer que éste fuera concéntrico a la vez que mantenían la

posición y la angulación de la fresa.<sup>(12,34,35)</sup> El empleo de los mismos solucionó algunos problemas de las guías convencionales como son la contaminación del lecho con restos de acrílico al fresar a través de las fenestraciones,<sup>(35)</sup> y evitar que en zonas dónde hay menos densidad ósea o donde se han hecho injertos de tejido duro, la fresa se desvíe hacia el camino de menor resistencia. Además, una férula de acrílico sin cilindros metálicos de fresado es fácilmente deformable cuando se usa en conjunto con las fresas quirúrgicas, que son realmente muy afiladas y esto puede derivar en cambios de angulación y posición.<sup>(34)</sup> Higginbottom y Wilson en 1996, presentan un artículo dónde explican una sistemática de realización de este tipo de guía quirúrgica a partir de una guía radiológica la cual se modifica y la incorporan tubos metálicos de acero inoxidable para el fresado.<sup>(36)</sup> Después, Cehreli en el año 2000<sup>(37)</sup> y Mizhari en 2001,<sup>(12)</sup> presentan unas publicaciones en las que confeccionan guías quirúrgicas también con tubos metálicos de fresado y afirman que el uso de los cilindros de fresado de acero inoxidable evitan errores de posición en el fresado,<sup>(12)</sup> sobre todo en sentido labiopalatino para casos desdentados del sector anterior con huesos delgados, y donde su incorrecto posicionamiento afectarían gravemente a todo el tratamiento.<sup>(37)</sup>

## **1.1. CIRUGÍA GUIADA Y CARGA INMEDIATA EN IMPLANTOLOGÍA.**

### **1.1.1. PRINCIPALES SISTEMAS DE CIRUGÍA GUIADA: SISTEMAS DE NAVEGACIÓN, FÉRULAS MECANIZADAS Y FÉRULAS ESTEREOLITOGRAFICAS.**

La incorporación de los softwares asistentes para la planificación implantológica cambia la sistemática clásica antes citada para la realización de un plan de tratamiento. El software interactivo de tomografía computarizada permite al equipo terapéutico (prostodoncista, cirujano y técnico de laboratorio) disponer de la información protésica en un mismo estudio tomográfico que también muestra la anatomía regional del paciente, por lo que nos permite conocer los requisitos quirúrgicos y protéticos antes de la cirugía.<sup>(15,26)</sup> Con la inclusión de esta tecnología de software informático para planificación implantológica, existe un gran cambio puesto que el profesional restaurador asume un papel de liderazgo en la definición de los objetivos y de los

resultados terapéuticos propuestos, puesto que es él mismo quien establece los requisitos quirúrgicos que guían los cuidados del paciente y también evalúa las limitaciones y los costes de forma previa a la cirugía.<sup>(26)</sup>

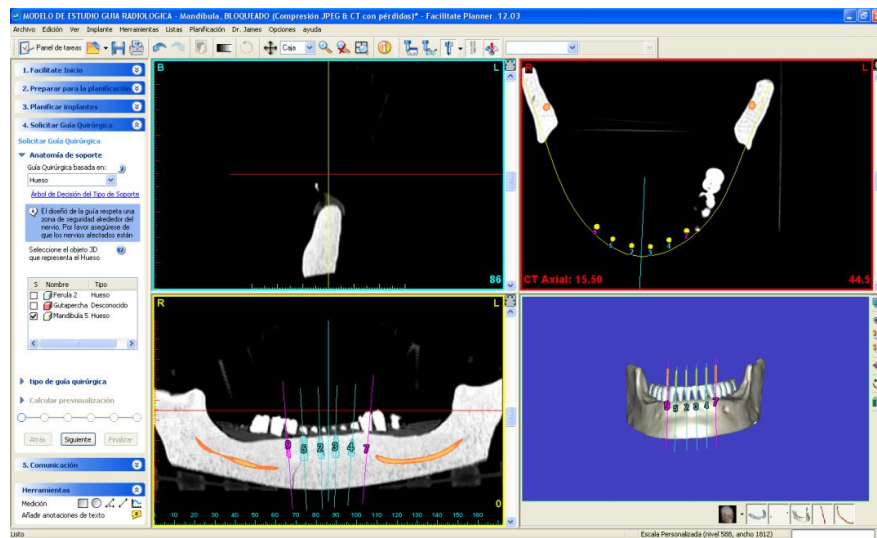


Fig. 3: Imagen de una planificación con un software digital (Facilitate™).

Hasta el momento, todo el diagnóstico y su la planificación está elaborada mediante el software. Para la fase intraoperatoria del tratamiento, los clínicos pueden optar por varias opciones. La primera sería la navegación mental o intuitiva para guiarse en la cirugía, por lo que se trataría de un diagnóstico guiado por ordenador y una colocación de los implantes a mano alzada. Esto sucedía, con mayor frecuencia, cuando aparecieron por primera vez los softwares informáticos, puesto que al principio no permitían transferir el plan de tratamiento al paciente.<sup>(4)</sup> A medida que los softwares evolucionaron, se ideó una sistemática a través de guías quirúrgicas acrílicas para poder transferir el plan de tratamiento al paciente pero este paso era bastante más intuitivo y menos preciso y predecible que en la actualidad con las guías estereolitográficas.

Para que la fase quirúrgica sea no solo planificada por ordenador sino que también sea guiada por el mismo, es necesario que dicho ordenador controle la transferencia de los datos del diagnóstico al campo quirúrgico.<sup>(4,38)</sup> En la actualidad podemos destacar dos mecanismos de control de transferencia totalmente diferentes. El primero se trata de un conjunto de sistemas de navegación por imagen basados en



tomografía computerizada. Esta tecnología está muy extendida en campos de la medicina como la neurocirugía, cirugía de oído, garganta, nariz y ortopedia. En el campo oral y maxilofacial está presente en la artroscopia del disco articular de ATM, abordaje quirúrgico de deformidades postraumáticas de hueso cigomático, cirugía ortognática, distracciones, osteotomías, cirugía de tumores, biopsias, etc.<sup>(39,40)</sup> Básicamente constan de un ordenador con el software instalado que transfiere la planificación prequirúrgica. Este ordenador recibe datos a través de la cámara de infrarrojos de unos sensores en la pieza de mano del motor de implantes, que indican al cirujano intraoperatoriamente en tiempo real y sobre el monitor del ordenador si esta fresando en la zona predeterminada o no,<sup>(23,41-43)</sup> a la vez que otros sensores colocados en el paciente, informan de la posición del mismo también en tiempo real.

La diferencia de estos sistemas con los sistemas de guías es que en el caso de la navegación interactiva, la cirugía va adecuándose en una retroalimentación constante de los datos de la tomografía computerizada y de la posición de la fresa durante la cirugía, lo que permite cierta flexibilidad a la hora de colocar los implantes, puesto que se puede ir modificando intraoperatoriamente el tratamiento en tiempo real.<sup>(4)</sup> Algunos ejemplos de casas comerciales que proporcionan este tipo de software son: Artma Medical Technologies,<sup>(38,39)</sup> Visit,<sup>(40,44,45)</sup> Den X Ltd.,<sup>(42)</sup> Robodent, IVS Solutions.<sup>(16,42)</sup>

El segundo grupo de sistemas de transferencia mediada por ordenador son los sistemas de guías quirúrgicas basadas en tomografía computerizada. Estas guías quirúrgicas pueden estar fabricadas a través de dos tipos de procedimientos. El primero es la conversión de la guía radiológica en guía quirúrgica, posicionándola en la TC mediante marcadores y transfiriendo esta posición a máquinas de fresado, basándose en algún algoritmo de transformación.<sup>(4,5,17,18,23,27)</sup> La cirugía asistida por software informático comenzó usando, para transferir las localizaciones planificadas de los implantes, este tipo de férulas quirúrgicas de acrílico mecanizadas por ordenador que incorporan unos tubos metálicos para fresar a través de ellos y lograr así más precisión en cuanto a la angulación, ubicación y profundidad de fresado.<sup>(5,17,23,46)</sup> Son técnicas de fabricación mediante sustracción (fresado), donde el error de transferencia de la TC a la máquina de fresado se ha cifrado en 0,2mm en traslación y de 1,1° de rotación, según muestra un artículo en el año 2000 de Fortín y cols.<sup>(17)</sup> donde además se explica el fundamento y su fabricación. Los autores realizaban una férula radiológica sobre un

modelo basándose en un encerado aceptado por el paciente, y que después pasaría a ser una guía quirúrgica mediante el mecanizado por una máquina de fresado. Para ello se colocaron en la guía radiológica conos de gutapercha en los ejes de los implantes y en la parte anterior de la misma se la incorporó un cubo fabricado con resina y que disponía de dos orificios, que se correspondían con un posicionador para la máquina de fresado. Se realizaba al paciente una TC con dicha guía radiológica y en el software se planificaba el caso y se modificaban, si lo requería, la inclinación y posición de los implantes (representadas en la TC por los conos de gutapercha) y se mandaba la guía radiológica a la máquina de mecanizado pudiendo optar por tres tipos de soporte: óseo, dentario o mucoso.<sup>(17,21,23,26)</sup>

Las segundas son las técnicas de prototipado rápido para generar guías quirúrgicas por estereolitografía (proceso aditivo). Es la metodología que se emplea en el sistema Sim/Plant™ de Materialise y Facilitate™ de Astratech.<sup>(26,31)</sup> Estos sistemas analizan, mediante su software correspondiente, la tomografía computerizada para ayudar a la planificación, además simulan la colocación de los implantes y producen guías físicas quirúrgicas de fresado de acuerdo con dicha planificación.<sup>(33)</sup> La plataforma SimPlant de Materialise™ fue pionera en este campo y desde su uso inicial en 1993 ha ido evolucionando y siendo cada vez más completo. Comenzó siendo una mera herramienta de diagnóstico y planificación, y años posteriores mediante estereolitografía se permitió transferir la planificación al campo quirúrgico. Ya desde el principio, permitía una visualización simultánea de los implantes en las tres vistas (panorámica, axial y seccional), se podía realizar la planificación posicionando los implantes según la información de disponibilidad ósea e información protética (férula radiológica) para por ejemplo evitar fenestraciones óseas o analizar si elegir un implante de paredes paralelas (cilíndrico) o uno cónico, también mostraba el perfil de emergencia del implante en relación con la imagen de la corona (Sulfato de Bario), para así optar por el más funcional y el mas estético, y también otras opciones como el cálculo de distancias, angulaciones y de densidades óseas (unidades Hounsfield),<sup>(2,17,32,47)</sup> localizar e inspeccionar la anatomía ósea residual, seleccionar pilares y la valoración de manera aproximada el espesor de encía del paciente en cada zona, y por último podía predecir un resultado protético mejor.<sup>(2,30)</sup> Dicha técnica se analiza más en detalle a continuación debido a que es la empleada en nuestro estudio.

### 1.1.2. TIPOS DE GUÍAS ESTEREOLITOGRAFICAS Y PROCESO DE CONFECCIÓN.

Los sistemas SimPlant de Materialise™ y Facilitate™ de Astra Tech (basado en plataforma de Materialise™) se presentan como unos softwares maduros que además son capaces de guiar la fase quirúrgica de manera muy precisa,<sup>(4,14)</sup> puesto que estabilizan el proceso de colocación del implante restringiendo la profundidad y la trayectoria de inserción de acuerdo a lo planificado,<sup>(31,32)</sup> y ello sumado a un mejor entendimiento y mejora de las tecnologías del campo del diagnóstico por imagen en odontología, permiten la realización de un más preciso plan de tratamiento y fiable ejecución de restauraciones sobre implantes.<sup>(12)</sup>

A diferencia de la navegación asistida por ordenador, en estos sistema no se permiten cambios de posición o inclinación de los implantes durante la fase intraoperatoria. Esta rigidez del sistema puede verse como un handicap, por ejemplo en el caso de detección de defectos intraóseos durante la cirugía (aunque el uso de la tomografía disminuye sustancialmente este riesgo) o como una virtud puesto que si el plan de tratamiento está correctamente diseñado, y la guía tiene un buen soporte, no requiere modificaciones la planificación en el momento de la cirugía.<sup>(12,41)</sup>

Destacan las siguientes casas comerciales con este tipo de software: SimPlant de Materialise™,<sup>(14,15,26,30,31,42)</sup> Oralim,<sup>(42,48)</sup> Implant Logic de Implant Logic Systems Ltd.,<sup>(5,42)</sup> CADImplant de CADImplant Inc.,<sup>(17,21,23,46)</sup> IMPLANT3D de med3D GMBH,<sup>(41,42)</sup> Tactile Technologies Inc.<sup>(42)</sup> , ImplantMaster de I-Dent Ltd.,<sup>(4)</sup> Nobel Guide y Nobel Clinician de Nobel Biocare<sup>(22,32,47,49)</sup> y Facilitate™ de Astra Tech.<sup>(23,42)</sup> La ventaja de estos sistemas consiste en que el cirujano dispone de una guía física y no virtual para colocar los implantes.<sup>(31)</sup>

Estas guías quirúrgicas acrílicas realizadas por ordenador se sustituyeron por férulas estereolitográficas, esto es debido a que estudios como el de Cranin y cols.<sup>(50)</sup> donde demostraron que las máquinas de fresado en conjunto con el sistema de TC presentaban cierta imprecisión puesto que los modelos maxilomandibulares que reproducían variaban en 0,5 mm de los reales. Además se han hecho estudios tanto in vitro como in vivo utilizando este tipo de guías estereolitográficas, donde comparando

mediante la técnica de información mutua de Maes y cols.<sup>(51)</sup> la TC de planificación y la TC de los implantes colocados, se ha visto que éstas tienen una mayor precisión que las acrílicas realizadas por ordenador.

Para la fabricación de las férulas estereolitográficas se requiere que en algunos casos los datos de la tomografía computerizada en formato DICOM, sean enviados al fabricante para que éste los transforme en un archivo de lenguaje de triángulos (\*.stl file) y así obtener un modelo real en tres dimensiones (de resina epóxica, también recientemente se utiliza un tipo de resina llamado USP Clase 6).<sup>(10,18,22)</sup> Cuando les adjuntamos la planificación de los implantes realizada con el software, el fabricante con la máquina estereolitográfica confecciona la guía mediante la inyección del líquido polímero de resina epóxica y el posterior endurecimiento y remodelado es por capas mediante el empleo de un láser que es guiado por un ordenador y que mediante la emisión de luz ultravioleta de acuerdo con los datos de la imagen de la tomografía, va conformando la guía estereolitográfica.<sup>(3,18,31,32,41)</sup> Se elaboran de resina epóxica porque se han demostrado que es un material de baja toxicidad y permite el contacto con el paciente durante la cirugía.<sup>(26)</sup> La guía quirúrgica estereolitográfica y el modelo de confirmación que manda Materialise™ para comprobar el soporte de la misma, son ambos bastante sensibles a la luz ultravioleta y a la humedad, por lo que es de vital importancia mantener estos dos elementos en la bolsa de plástico que los protege de la luz junto con un producto absorbente de humedad que manda el fabricante.<sup>(32)</sup>

El soporte de la guía estereolitográfica puede ser óseo, dentario y mucoso. Para las de soporte óseo, se requiere un paciente totalmente desdentado y realizar una técnica quirúrgica a colgajo. La guía debe asentar correctamente sobre el hueso subyacente para asegurar una buena estabilidad, aunque lo que más influye para la estabilidad es la existencia de una superficie mínima de contacto guía-hueso, que se ha estimado debe ser de unos 30mm<sup>2</sup> mesiodistalmente.<sup>(26)</sup> Para asegurar que no se producen errores por el movimiento de la guía, se recurre a fijar la misma con dos microtornillos en vestibular (tornillos de fijación), o también hay descritos casos donde se fijan con silicona.<sup>(26,31,46)</sup> Las ventajas de este tipo de guías estereolitográficas óseo-soportadas son la visualización del campo operatorio y la estabilidad. Como única desventaja, citar el hecho de tener que hacer un colgajo para la cirugía con las posteriores molestias para el paciente que acontecen en el postoperatorio.<sup>(26)</sup>

Los soportes restantes son el dentario, el cual se practica en pacientes parcialmente edéntulos, y el mucoso, cuya ventaja es la posibilidad de realizar una cirugía mínimamente invasiva o también llamada “flapless” (sin colgajo) debido a su elevada precisión,<sup>(26,46)</sup> favoreciendo un mejor postoperatorio por la disminución de inflamación y dolor.<sup>(17)</sup> Para los casos de guías de soporte dentario, cuando existen artefactos en las imágenes de la TC, se recurre a la toma de la impresión de la arcada correspondiente y el posterior vaciado en yeso del modelo, y éste se remite al fabricante de las guías que realizando una TC a este modelo y mediante la superposición de las dos TC, consigue obtener imágenes óptimas para la confección de la guía de soporte dentario.<sup>(52)</sup>

### 1.1.3 JUSTIFICACIÓN DE LA CARGA INMEDIATA EN PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA.

Originalmente, el proceso de colocación de implantes y su conexión con la prótesis han requerido un proceso en dos fases, la primera es la colocación del implante, seguida de la colocación del pilar y prótesis unos meses más tarde de manera diferida, respetando un periodo de oseointegración libre de cargas, que para el maxilar eran 6 meses y para la mandíbula eran 3 meses.<sup>(1,32,53)</sup>

A partir de 1990 surgieron los primeros estudios clínicos longitudinales que analizaban la carga inmediata, considerando ésta como la conexión de una prótesis provisional o definitiva durante las 48 horas después de la cirugía de implantes.<sup>(54)</sup> En la actualidad se acepta la carga inmediata en aquellos casos donde la prótesis se conecta a los implantes como máximo en los primeros 7 días después de la cirugía y carga temprana aquellos casos donde se conecta la prótesis a los implantes en un periodo que puede comprender desde la segunda semana hasta 2 meses después de la cirugía, recomendándose siempre que sea desde la sexta semana en adelante para obtener valores de estabilidad implantaria (ISQ) aceptables y mas definitivos.<sup>(55)</sup>

Los factores que soportan la carga inmediata en casos parciales implantosoportados, están publicados en la literatura.<sup>(41,47,49,56,57)</sup> El primero es la estabilidad primaria, relacionada con la congruencia entre la osteotomía del lecho

implantario y el diámetro del implante<sup>(54)</sup> y de manera muy directa con la calidad y densidad de hueso de ese área.<sup>(47)</sup> Algunos autores aceptan 30Ncm como el torque mínimo de inserción y valores de estabilidad de ISQ de 60.<sup>(54,55,58-60)</sup> Hay otros autores que también manifiestan la longitud del implante como un factor relevante para obtener estabilidad primaria e indicar una carga inmediata. Hay autores que recomiendan mínimo de 8 a 11mm<sup>(58)</sup> y otros de 12 a 16mm.<sup>(59)</sup> El segundo es que la cantidad máxima aceptable de micromovimiento es de 150 micras para una correcta oseointegración.<sup>(54,59)</sup> Lo tercero es el hecho de que la prótesis, bien sea provisional o definitiva, actúe ferulizando de manera rígida los implantes facilita el proceso de remodelación ósea y mineralización colágena.<sup>(41,49,57)</sup> Se ha observado un mayor contacto hueso implante (BIC) en casos de carga inmediata que en casos de carga diferida,<sup>(54,59,60)</sup> pero para ello ha de existir un ajuste pasivo de dicha prótesis y en el caso de desdentados totales, ferulizar bilateralmente todos los implantes para una mejor estabilización de la prótesis y un mejor control del micromovimiento.<sup>(54)</sup>

Hay por último otros autores que recomiendan realizar carga inmediata puesto que afirman que en los protocolos de carga convencional, al emplear prótesis removibles transicionales mucosoportadas, se produce impactación de alimentos y se aplican una cantidad descontrolada de cargas a los implantes subyacentes que pueden comprometer la oseointegración.<sup>(54,59)</sup>

En la actualidad hay una tendencia en Odontología a reducir los tiempos de tratamiento y simplificar los procedimientos para aumentar la aceptación y la satisfacción de los pacientes, pero al mismo tiempo mantener la predictibilidad a largo plazo de los resultados.<sup>(60)</sup> Es verdad que el desarrollo y mejora de superficies rugosas y el desarrollo del CAD/CAM están favoreciendo un acortamiento de los tiempos de oseointegración y de carga.<sup>(54,58)</sup> Las ventajas de la carga inmediata son la minimización del trauma, la mejora de la estética, la proporción de una función adecuada, la preservación de manera correcta los contornos de tejidos duros y blandos y que se minimiza la cantidad de carga descontrolada (no se emplean prótesis provisionales mucosoportadas), y todo esto sin olvidar el aspecto psicológico del paciente.<sup>(41,54,59)</sup>

En cuanto al pronóstico y al éxito de esta modalidad de tratamiento, las revisiones sistemáticas y los metaanálisis han demostrado una tasa de supervivencia

muy elevada y muy similar a la carga diferida (más de un 90% de supervivencia del implante)<sup>(22,32)</sup> y con una mayor tasa de éxito en mandíbula.<sup>(41)</sup> Es verdad que hay artículos con ciertos sesgos puesto que no hablan del número y localización de los implantes, si el paciente es fumador o no, el tipo de oclusión que se le dotó a la prótesis, si se empleó una prótesis definitiva o una temporal, y de qué materiales se construyeron las prótesis. Por ello hay que matizar que la modalidad de carga inmediata por lo general tiene más riesgos que la carga diferida y hay que hacer un buen diagnóstico y planificación para indicar esta forma de carga en cada caso en particular.<sup>(55,56,58)</sup>

Los datos que se disponen en la literatura sobre la supervivencia de los implantes colocados mediante el empleo de guías quirúrgicas estereolitográficas en pacientes totalmente desdentados y realizando una carga inmediata, son solo a corto y medio plazo (seguimientos desde 12 a 51 meses). Los estudios de cirugía inmediata y carga inmediata muestran unos resultados de tasa de supervivencia que oscilan desde 90% a 99,4%.<sup>(55,58,61)</sup> Muchos autores recomiendan el empleo de guías quirúrgicas en casos de carga inmediata para tener mayor éxito y supervivencia de los implantes, y algunos lo consideran un prerequisite obligatorio para poder realizar carga inmediata.<sup>(54,61)</sup>

No solamente es importante la tasa de supervivencia de los implantes para determinar si se realiza un tipo de carga u otro, hay otros factores importantes que se han estudiado comparando las diferentes modalidades de carga. Así pues, la pérdida en altura de la cresta ósea periimplantaria utilizando protocolos de carga convencional de una y de dos fases, es un hecho que hoy por hoy aún no se sabe muy bien porque sucede, pero los metaanálisis dicen que esa pérdida de nivel del hueso marginal es estadísticamente significativa mayor para carga convencional al comparar con casos de carga inmediata.<sup>(56)</sup> Hay diversas teorías para justificar que con carga inmediata se pierda mucho menos cantidad de hueso crestal. Hay autores que afirman colocar el pilar protético definitivo el mismo día de la cirugía y si ya no se remueve nunca más, se evita la aparición de una interfase entre la cabeza del implante y el pilar y no aparecen bacterias a ese nivel, que son las responsables de esas pérdidas circunferenciales de la cresta (de 1mm de media aproximadamente) durante los 6 primeros meses.<sup>(59)</sup> Además este protocolo de actuación disminuye el número de visitas del paciente para la fase restauradora y simplifica dicha fase haciéndola más similar a la prótesis fija convencional, y además aumenta la satisfacción del paciente. También es interesante

conocer la frecuencia de aparición de complicaciones biológicas (inflamación de tejidos blandos y periimplantitis) y de complicaciones protéticas (aflojamiento y/o fractura de tornillos, fractura de prótesis, desprendimiento de recubrimiento cerámico), en cada modalidad de carga. Pues bien, de los metaanálisis se extrae la conclusión de que la carga convencional y la carga inmediata poseen datos similares y no hay diferencias estadísticamente significativas en esos aspectos.<sup>(56)</sup>

La oclusión es un factor también a tener en cuenta en casos de carga inmediata y debemos saber cuál es su efecto en el pronóstico del implante. Respecto a la oclusión, no es lo mismo encontrarnos frente a un caso de un implante único, que frente un caso parcial o que un caso de arcada completa. Los que más riesgo tienen de fracasar son los implantes unitarios, donde hay que evitar cualquier tipo de carga oclusal para evitar micromovimientos que puedan inducir a una fibrointegración. Ayudaremos a estabilizar la prótesis unitaria con planos de contacto amplios con los dientes adyacentes.<sup>(54)</sup> En casos parciales también se recomienda dejar todo sin oclusión por el mismo motivo, ya que al tener mayor tamaño la prótesis estará expuesta a fuerzas de la lengua, labios, mejillas y hábitos del paciente, y si le dotáramos de oclusión tanta magnitud de fuerzas inducirían al fracaso de la integración.<sup>(56,58)</sup> En casos de rehabilitación de toda la arcada, es el único caso donde se recomienda dejar contactos oclusales pero solo céntricos y equilibrados y nunca los excursivos, puesto que se ha visto que la carga oclusal funcional aumenta la superficie de contacto entre hueso e implante (BIC).<sup>(59)</sup>

Otro hecho importante es el tipo de prótesis (provisional o definitiva) que se realiza en una carga inmediata y si esto influye o no a la supervivencia de los implantes o en otras variables. Se ha demostrado que no hay diferencias estadísticamente significativas en el empleo de uno u otro tipo de prótesis.<sup>(56)</sup> La justificación a favor de la confección de una prótesis provisional en detrimento de una definitiva viene dado por varias razones. La primera es porque cualquier procedimiento de carga inmediata tiene la desventaja de la posible pérdida del implante, especialmente en pacientes con bruxismo.<sup>(32,47)</sup> Los posibles fallos de un implante en cuanto a su oseointegración, se suceden durante los primeros meses después de la cirugía, por lo que si esto ocurre portando una prótesis provisional, el implante es fácilmente removible, y se puede confeccionar una prótesis definitiva que una los implantes remanentes, o colocar un



nuevo implante y hacer una nueva prótesis.<sup>(32,54)</sup> Otra razón es que mediante la carga inmediata con una prótesis provisional, durante los cuatro siguientes meses de remodelado gingival y maduración de los tejidos se puede obtener una estética muy superior a la colocación inmediata de la prótesis definitiva.<sup>(54)</sup> Además, hay autores que muestran su opinión de no hacer la prótesis definitiva el mismo día y sí de hacer una provisional, debido a que con esta prótesis temporal es posible adaptar la satisfacción de un paciente. Una razón menos importante pero digna de importancia es que en el caso de existir algún problema derivado del uso de la prótesis definitiva y que requiera desmontarla y una reparación en el laboratorio, si ya previamente se confeccionó una prótesis provisional, disponemos de antemano de una solución provisional por lo que ahorramos tiempo de gabinete y también para el paciente.<sup>(32)</sup>

Si por otro lado al final el clínico se decide por la confección de una prótesis definitiva, ésta puede hacerse mediante procedimientos convencionales (colado de estructuras), o con las modernas técnicas de diseño y fabricación por ordenador (CAD/CAM). En la literatura se publican casos donde se realizan carga inmediata con prótesis definitivas cuyas mesoestructuras son de Titanio mecanizado y están fabricadas por sistemas de CAD/CAM. Destacan casos de prótesis implantosoportada fija-removible y también prótesis híbrida.<sup>(49)</sup> Para fabricar la prótesis, los artículos deciden tomar una impresión de los implantes justo después de la cirugía para así poder solicitar así al laboratorio su inmediata confección y posterior colocación en las horas o días posteriores.<sup>(60,62)</sup> Con el desarrollo de la tecnología CAD/CAM para prótesis sobre implantes y debido a que se está demostrando una correlación milimétrica de los resultados quirúrgicos implantológicos obtenidos con el uso de softwares informáticos para planificación,<sup>(63-69)</sup> se está estudiando la posibilidad de que la prótesis definitiva pueda elaborarse previamente a la cirugía, remitiendo al técnico de laboratorio la planificación del software y mediante CAD/CAM, se generen estructuras o rehabilitaciones totales sin necesidad de realizar impresiones.<sup>(32)</sup> Para que esto sea viable debería ser idéntica la posición planificada de los implantes en el software con la obtenida en el paciente. Se trata de una precisión de micras. Este punto será uno de los motivos de nuestra investigación.

## **1.2. CAD/CAM EN PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA.**

### **1.2.1. FASES DEL PROCESO DE CAD/CAM.**

El CAD/CAM significa diseño y fabricación por ordenador, y se introdujo en Odontología por primera vez en los años 80. Al principio se introdujo bajo las premisas de simplicidad y fácil uso respecto a las técnicas convencionales (colados), pero la verdad es que supuso inicialmente una tecnología que era difícil de manejar, puesto que la digitalización de los dientes (tanto los a tratar, como los adyacentes o los antagonistas, etc.) era complicada, también la representación numérica (procesado) de las formas de los dientes y de los muñones (línea de terminación, encía, etc.) no eran nada fácil, y el desarrollo de máquinas con un tamaño razonable y un software que asistiera la fabricación de las prótesis, fue compleja. Además de estas dificultades, si para que una tecnología se implante en el mercado y desbanque a la técnica clásica, ésta debe ser al menos igual o mejor en materia de costes y tiempo de trabajo, hay que mencionar que al principio el CAD/CAM no lo era.<sup>(70)</sup> Desde entonces multitud de sistemas se han desarrollado y optimizado hasta en la actualidad poder fabricar prótesis en multitud de materiales y tanto en laboratorio como en clínica.

Los pasos de un proceso de confección de una prótesis mediante CAD/CAM se componen principalmente de tres fases, donde primero se realiza la digitalización de la muestra, ya sea intraoral o extraoralmente, transformando la geometría en datos digitales, mediante diferentes tipos de escáneres.<sup>(71)</sup> Lo siguiente es el diseño de la estructura protética, mediante el empleo de un software de diseño (CAD) que generan geometrías tridimensionales. En los casos de los sistemas que escanean directamente los encerados de las estructuras, este paso se omite y se catalogan como sistemas CAM o wax-CAM, como es el caso del sistema Cercon, Procera, Kavo Everest y Etkon.<sup>(72)</sup> La última fase es la fabricación de la estructura (CAM) mediante mecanizado de bloques de diferentes materiales (procesos de sustracción), realizado por máquinas controladas por control numérico (CNC-milled machine) de diferentes ejes (3, 4 y 5 ejes).<sup>(71,73)</sup>

Los otros sistemas CAD/CAM de fabricación son técnicas aditivas mediante prototipado rápido como la estereolitografía ya explicada,<sup>(71,72,74)</sup> pero no son aptas para la confección de mesoestructuras protéticas.

Hay autores que proponen recientemente para poder analizar y comparar supervivencia, problemas biológicos, problemas mecánicos y de mas variables de las prótesis implantosoportadas, una clasificación de las prótesis CAD/CAM que diferencie productos completamente CAD/CAM, donde no influye nada o mínimamente la mano del hombre, y productos fabricados parcialmente con CAD/CAM, donde si hay manipulación del técnico.<sup>(75)</sup>

### **1.3. AJUSTE MARGINAL EN PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA.**

#### **1.3.1. CONCEPTO Y ACEPCIONES DE AJUSTE.**

El ajuste pasivo es un concepto teórico e hipotético, que aún hoy en día es difícilmente comprendido, y que ha recibido muchas definiciones y acepciones. El primero que hizo referencia a este concepto en Implantología fue Branemark en 1983<sup>(53)</sup> y lo definió como aquella situación donde el desajuste entre una estructura y un pilar no debía superar las 10 micras. Posteriormente, Jemt en 1991<sup>(73)</sup> cifró en 150 micras el desajuste máximo de una prótesis con un ajuste pasivo. Esta cifra se obtiene mediante el análisis de un método clínico conocido como curva de torque-ángulo. Dicho método expone que una vez un tornillo protético es enroscado para conectar una estructura a un implante, y el clínico nota táctilmente que comienza la zona de resistencia al atornillado, se dice que una estructura posee un buen ajuste si la cantidad de giro de enroscado que resta a ese tornillo para conseguir un torque de 20Ncm de fijación son inferiores o iguales a 180° (se corresponde con una rotación de media vuelta de tornillo respecto a posición de resistencia inicial), que en el estudio de Jemt y cols. se correspondía con 150 micras (medio paso de rosca), tal y como muestra la figura 4.

En el año 2000, Watanabe y cols. introdujeron la premisa de la ausencia de tensiones y estrés, exponiendo que un ajuste pasivo es aquella situación en la que no existen desajustes entre pilar y estructura protésica y donde no se desarrollan tensiones ni estrés después de sus colocación previamente a recibir carga funcional.<sup>(76)</sup> Dicha definición fue apoyada un año después por Sahin y cols. en un artículo de revisión,<sup>(77)</sup> en

2004 también fue sustentada por Karl y cols.<sup>(78)</sup> y en la actualidad es la definición aceptada.<sup>(79)</sup>

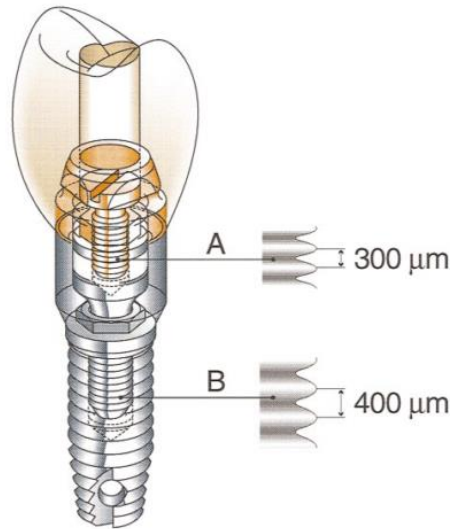


Fig. 4: Dimensiones del paso de rosca del tornillo y del paso de rosca del implante (Jemt<sup>(73)</sup>).

La reducción de las tensiones de las prótesis implantosoportadas atornilladas ha sido un hecho muy relevante y estudiado ya desde principios de los años 90 desde donde se han venido proponiendo multitud de procedimientos para reducirlas, por entonces en las estructuras coladas, hasta la aparición de las estructuras CAD/CAM. Ya en 1994, Waskewicz y cols. estudiaron la influencia del procedimiento de corte y soldadura de estructuras coladas en aleaciones preciosas de Oro para disminuir la tensión, concluyendo mediante análisis fotoelástico que este procedimiento era adecuado para reducir la tensión final de todo el conjunto,<sup>(80)</sup> resultados que también confirman estudios posteriores como el de Watanabe y cols. en 2000, esta vez empleando galgas calibradas para registrar la tensión.<sup>(76)</sup> Diez años mas tarde, en 2004 Eisenmann y cols. analizaron la influencia de otro procedimiento, la erosión eléctrica, en estructuras coladas totales tanto en Titanio como en aleaciones preciosas de Oro atornilladas y analizó mediante microscopía electrónica y también mediante fotoelasticidad las discrepancias verticales y el estrés producido al atornillarlas. Se comprobó que la erosión eléctrica mejoraba el ajuste final y la tensión en ambos grupos

y en el caso del grupo de Titanio, las diferencias fueron estadísticamente significativas.<sup>(81)</sup> En ese mismo año, Sartori y cols. realizaron un estudio muy similar analizando con microscopia óptica el efecto de la electroerosión en ajustes finales de estructuras parciales de 3 unidades sobre 2 implantes, todas coladas en Oro y en Titanio grado 1. Después de la electroerosión mejoraron las discrepancias en todos los grupos en todas las situaciones.<sup>(82)</sup> El grupo de Karl y cols. publicó en 2011 un estudio muy completo de estrés analizado mediante galgas calibradas, donde se comparaban tramos parciales de estructuras CAD/CAM mediante Sistema Etkon (fabricados en Titanio, Cromo-Cobalto, Resina con fibra reforzada, Zirconio presinterizado y postsinterizado, y Alumina), todos ellos cementados, comparados con estructuras atornilladas coladas en una sola pieza en aleación de Oro preciosa y también prótesis atornilladas de la misma aleación pero sometida a un procedimiento de corte y cementado de la estructura a los pilares modificados. Las conclusiones es que muestran menos estrés las estructuras fabricadas mediante CAD/CAM (sin diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes materiales) y el grupo del procedimiento de corte y cementado de los colados preciosos, sin existir diferencias estadísticamente significativas entre todos ellos, y el peor resultado es para los colados en una sola pieza.<sup>(83)</sup>

Toda esta cantidad de estudios del estrés y tensión de las prótesis atornilladas es debido a que los implantes a diferencia de los dientes, no poseen ligamento periodontal, por lo que cualquier estrés o tensión en la conexión de la prótesis al implante es transmitido al hueso crestal, y en presencia de fuerzas masticatorias, se pueden desarrollar problemas mecánicos (aflojamiento de tornillos, fracturas de tornillos y recubrimientos cerámicos, etc.) y problemas biológicos (pérdida de hueso crestal, pérdida de osteointegración, problemas inflamatorios), aunque debido a los resultados negativos de los estudios de complicaciones en modelos animales<sup>(84-86)</sup> y también debido a los resultados negativos de estudios similares en modelos humanos,<sup>(87,88)</sup> se propone que debe existir algún mecanismo de adaptación o compensatorio, otros autores lo denominan como tolerancia biológica, para soportar esos desajustes que se evidenciaron en esas prótesis de los distintos estudios in vivo y en los que no aparecieron mayor pérdida de hueso en el implante u otros problemas asociados.<sup>(77,85)</sup> Debido a esta ausencia de relación entre la magnitud de desajuste protético y aparición de complicaciones, y debido a la existencia de una tensión mínima debido al hecho de recibir torque los tornillos que fijan una prótesis implantosoportada sin presencia de

cargas oclusales cíclicas,<sup>(89,90)</sup> la importancia del ajuste pasivo ha sido muy cuestionada dando paso a validar el hecho de que un grado de ajuste aceptable, el mejor que podamos obtener a nivel clínico y en laboratorio, es más que suficiente para tener un tratamiento con prótesis sobre implantes exitoso a largo plazo.<sup>(76,91)</sup>

### 1.3.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ADAPTACIÓN DE UNA MESOESTRUCTURA.

Los factores que influyen en la adaptación de una mesoestructura cuando se emplean técnicas convencionales de confección de estructuras protésicas, dependen en gran medida de los posibles errores que se produzcan durante cada uno de los pasos para la confección de la prótesis (toma de impresiones, vaciado de modelos, encerado de la estructura, revestimiento del mismo y colado de la aleación). Es verdad que los errores pueden compensarse uno con otro en cierta medida o sumarse y producir aun mas distorsiones. En el caso de emplearse técnicas CAD/CAM los factores que pueden influir son errores durante el escaneado de la boca del paciente o del modelo (incluyendo los posibles errores durante la fase de toma de impresión y vaciado del modelo), errores a la hora de diseñar la estructura producidos por el software en cuestión, o errores al mecanizarse la estructura debido al software asistente al mecanizado de la maquina fresadora, o a errores mecánicos del fresado como pudieran ser una incorrecta refrigeración de las fresas o un desgaste anormal e incontrolado de las mismas. También es posible encontrar errores en los aditamentos de cada casa comercial (pilares protésicos, réplicas de pilares), que aun siendo actualmente piezas que se fabrican por CAD/CAM, pueden tener algún defecto en el mecanizado y no ser todas ellas iguales al 100%, por lo que se pueden producir discrepancias.

Independientemente de los factores anteriormente expuestos, cuando se trata de casos de carga inmediata y se conecta la prótesis a los implantes, debido a que en ese momento recién colocados los implantes o en las primeras horas postquirúrgicas, aún no están integrados los implantes, si atornillamos una prótesis a ellos, las posibles discrepancias existentes entre la mesoestructura y los implantes pueden verse compensadas debido a que los implantes aun con buena estabilidad primaria, tienen la capacidad de ligeramente ceder y cambiar mínimamente su posición (no están

anquilosados). La clave del éxito es no desmontar esa prótesis durante al menos 2-3 meses después de la cirugía para evitar dañar la oseointegración. Sin embargo, cuando conectamos una prótesis implantosoportada a los implantes de manera diferida, nos encontramos que estamos conectando dos superficies (pilar protésico y estructura protésica) que son sólidas y rígidas, y que debido a que los implantes están fijados al hueso (oseointegrados) en caso de no ser las superficies 100% congruentes y precisas, se van a generar discrepancias y tensiones. El primer autor que analiza el estrés y las tensiones de estructuras CAD/CAM tanto atornilladas como cementadas es Guichet y cols. en el año 2000.<sup>(90)</sup> Dicho estudio compara el ajuste marginal de estructuras parciales atornilladas y cementadas mediante microscopia y también evaluaron el estrés mediante fotoelasticidad. Demostraron que el estrés se distribuía mejor y más homogéneamente en estructuras cementadas que en atornilladas, y midieron la discrepancia vertical antes y después del cementado o del atornillado con torque de 10Ncm. Los ajustes antes y después del cementado fueron similares y también parecidos a los de atornilladas antes de dar torque (media 45 micras), pero en las atornilladas después de dar el torque se observó que la media de desajuste disminuye unas 30 micras (un 65% de disminución). A la vista de este estudio, la aplicación de una precarga (torque) a los tornillos de una prótesis atornillada parece ser que incrementa la tensión interna de la mesoestructura a la vez que disminuye la magnitud de la discrepancia marginal vertical, si es que la hay, por lo que el torque es un factor importante en la adaptación final de una mesoestructura implantosoportada.

### 1.3.3. MÉTODOS DE EVALUACIÓN DEL AJUSTE.

El ajuste de una prótesis se puede evaluar mediante dos grandes grupos de métodos, *in vitro* (en laboratorio), o *in vivo* (métodos clínicos). Cuando hablamos de métodos clínicos, tenemos que reconocer que es muy complicado mediante estas técnicas poder cuantificar el grado de precisión de una estructura.<sup>(79)</sup> En 1999, Kan y cols. enunciaron que el ajuste clínico de una estructura puede estar afectada por factores como número y distribución de los implantes, rigidez de la estructura, localización del margen, capacidad del tornillo para cerrar el espacio de la conexión, el nivel de experiencia del operador, etc.<sup>(91)</sup> Quizá la combinación de varios de estos métodos sea la mejor solución para determinar si una estructura ajusta o no en el paciente. Los métodos

clínicos para comprobación del ajuste de una estructura, junto con sus principales ventajas, desventajas y nivel de precisión se resumen en la figura 5.

TÉCNICA	VENTAJAS	DESVENTAJAS	PRECISIÓN
Exploración Visual (Con/Sin magnificación)	Fácil	Subjetivo Detecta solo desajustes groseros No margen subgingival	+
Exploración Táctil (Presión Digital bilateral alternativa)	Simple Rápido	Difícil interpretación No margen subgingival	+
Exploración Táctil (sonda exploración)	Simple Fácil	Requiere sonda calibrada y precisa Depende de habilidad y destreza manual	++
Radiografías Periapicales	Fácil Analiza márgenes subgingivales	Requiere estandarización Riesgo de posible Superposición/solapamiento	++
Test de “un solo tornillo” (Scheffield)	Eficiente para prótesis sobre implantes largas	Requiere experiencia No desajuste tridimensional	++
Uso de Materiales de impresión para verificar contacto	Fácil Disponible en clínica	Limitado a márgenes supragingivales	+++
Periotest (Siemens)	Predecible Disponible en clínica	Válido solo para desajustes por encima de 100 micras	+++
Test resistencia al atornillado(OsseoCare®)	Precisión	Subjetivo Requiere instrumentos extra	++++
Fotogammametría tridimensional	Precisión Predecible	Caro Difícil (requiere experiencia)	+++++

Fig. 5: Métodos clínicos de comprobación de ajuste de prótesis implantosoportadas.

La evaluación visual de la estructura atornillada sobre todos los implantes es un método clínico inicial para poder evaluar desajustes junto con el empleo de magnificación y también con la sensación táctil con una sonda de exploración. La



distorsión se empieza a manifestar ya de forma táctil con la mano al atornillar la estructura,<sup>(92)</sup> pero también es cierto que debido al pulido de las superficies de pilares y estructuras, la sensación táctil puede verse sesgada.<sup>(91)</sup> Una vez atornillada la estructura la técnica es sensible a la habilidad del clínico, la localización del margen y el tamaño de la punta activa del explorador, que oscila entre 60 y 120 micras.<sup>(79)</sup> Hay estudios que afirman que dentistas con experiencia que evaluaron discrepancias visualmente sin uso de exploradores ni magnificación, y cifraron entre 50-100 micras el desajuste que un clínico puede evidenciar visualmente.<sup>(93)</sup> Otro estudio evalúa también el análisis visual sin ayuda de sonda de exploración y sin magnificación de desajustes en caras vestibulares y linguales de implantes. Catalogaron aquellas discrepancias menores de 30 micras como aceptables (cuestionables), y las mayores de 30 micras como inaceptables.<sup>(90)</sup>

El siguiente método clínico es la presión digital en extremos distales alternativamente cuando se asienta manualmente la prótesis sobre los implantes pero sin atornillar, por lo que es una forma grosera saber si esa estructura pivota o no, pero es difícil de valorar en márgenes subgingivales con varios implantes y en prótesis de longitud mesiodistal reducida.<sup>(91)</sup>

Las radiografías periapicales son otra técnica clínica que permite valorar ajustes una vez se atornillan todos los implantes de una prótesis. Se deben hacer siempre lo mas perpendicular posible al eje del implante para evitar distorsiones y evitar solapamientos entre estructura y pilar protésico.<sup>(77,91,94)</sup>

El test de un solo tornillo o test de Scheffield, es un test muy eficiente para la evaluación clínica de ajustes.<sup>(87,95)</sup> Consiste en atornillar los implantes mas distales de manera alternativa per sé. Se dice que una estructura tiene un ajuste aceptable cuando una vez atornillado uno de los pilares más distales de la prótesis, no se forman espacios entre el resto de los pilares y la estructura. Es una técnica muy útil en estructuras largas donde el espacio vertical se magnifica en el pilar contrario y se puede valorar en boca mediante visión directa o con una sonda, o incluso con una radiografía en casos de márgenes subgingivales, pero el problema es que no se manifiestan desajustes en tres dimensiones y muchos desajustes se camuflan si el problema es un desajuste que acontece en el plano horizontal.<sup>(81)</sup>

Otro método clínico que podemos emplear al atornillar todos los tornillos de la prótesis secuencialmente es el empleo de materiales como el polivinil siloxano de consistencia fluida, ceras, seda dental, Fit Checker (GC América, Alsip, III), etc., para verificar la existencia de contacto íntimo entre estructura y pilares o la existencia de espacios tridimensionalmente, es un método clínico simple y económico que permite evaluar ajustes tanto en boca como en laboratorio.<sup>(79,91,96)</sup> En nuestro estudio no se empleó este método, puesto que teníamos acceso visual a ver si ajustaban las estructuras con márgenes supragingivales y luego se analizaron con microscopía las discrepancias verticales, pero puede ser de utilidad clínicamente para márgenes subgingivales. Hay estudios que usan este método en laboratorio y luego miden ese espesor de material para cifrar el desajuste protético.<sup>(79)</sup>

El Periotest® (Siemens) es un aparato que puede ser válido para clínicamente detectar desajustes entorno a 100 micras o superiores, dado que autores como May y cols. observaron mediante regresión, una relación directa entre los valores de Periotest y la magnitud de desajuste prostodóncico.<sup>(97)</sup>

El empleo del Test de resistencia al atornillado, está basado en los hallazgos de Jemt en 1991, cuando analizó la curva torque-ángulo de los tornillos Nobelbiocare para cifrar la magnitud de desajuste máximo permitido en una estructura dotada con un ajuste pasivo.<sup>(87)</sup> Calderini cols. en 2007, mediante el empleo de un aparato llamado OsseoCare® (Nobelbiocare) y de un ordenador, monitorizaban la curva de deformación y torque durante el apretamiento de tornillos de prótesis. Las gráficas muestran si hay una deformación progresiva o no a medida que se enroscan los tornillos hasta el torque máximo, lo cual está íntimamente relacionado con la existencia de un ajuste pasivo.<sup>(98)</sup>

La Fotogrametría tridimensional es una técnica que introdujeron Jemt y cols. en 1996, donde es posible medir el ajuste de una estructura con una precisión entorno a 10 micras.<sup>(99)</sup> La principal ventaja de este método es la posibilidad de poder procesar esos datos en un ordenador para poder así realizar más análisis y verificaciones,<sup>(73,92)</sup> pero sus inconvenientes son la cantidad de dispositivos necesarios, es una técnica difícil y cara, y más aun su gran dificultad para poder realizarlo intraoralmente.<sup>(100)</sup>

En cuanto a los métodos de laboratorio o in vitro, si revisamos la literatura, observamos que principalmente los diferentes estudios analizan desajustes en laboratorio mediante dos grandes grupos de sistemas: las técnicas dimensionales y las técnicas de modelado. Las técnicas de modelado son el análisis del estrés y tensión producidos al atornillar una estructura a los implantes y miden el estrés mediante galgas calibradas para cuantificarlo o mediante análisis fotoelástico, empleando resinas que cambian de color al recibir tensión y al observarse bajo luz polarizada, y también encontramos en este grupo el análisis de elementos finitos, de uso extendido en Ingeniería. Este grupo de técnicas tienen el problema de asumir que las estructuras protésicas son homogéneas y nada heterogéneas (hecho que puede ser variable en cada estructura), también asumen una anquilosis completa 100% de todos los implantes a estudiar, hecho que en el paciente puede no ser real.<sup>(79)</sup> También, autores como Jemt afirman que los análisis que se hacen con ayuda de programas digitales, relacionan virtualmente la estructura y a los pilares en una posición tridimensional ideal, que puede ser diferente a la posición física real al atornillar los tornillos de retención y no pueden evaluar las posibles limitaciones físicas de ambas conexiones.<sup>(101)</sup>

Por otro lado, las técnicas dimensionales son aquellas que emplean microscopia (óptica y electrónica), fotogammametría, medición por láser y máquinas de medición por coordenadas mediante escáner de contacto para valorar discrepancias.<sup>(79,102)</sup> La microscopía electrónica de barrido es un método muy extendido para valorar discrepancias en dos dimensiones. Posee una gran precisión y reproducibilidad si se emplea en condiciones de temperatura y humedad adecuada, y con Kilovoltaje constante,<sup>(103)</sup> y es óptima para medir la variable a estudiar, la discrepancia marginal vertical, que es el parámetro que parcialmente podemos registrar en clínica y en laboratorio.<sup>(79)</sup> Como desventaja, podemos decir que la microscopía electrónica necesita, aun a día de hoy, mas estandarización a la hora de determinar número de localizaciones, aumentos, puntos de referencia y otros muchos más detalles de la técnica para poder realizar estudios todos iguales con el mismo sistema de medición y poder comparar así resultados de todos ellos y obtener más y mejor información de discrepancias protéticas.<sup>(79)</sup>

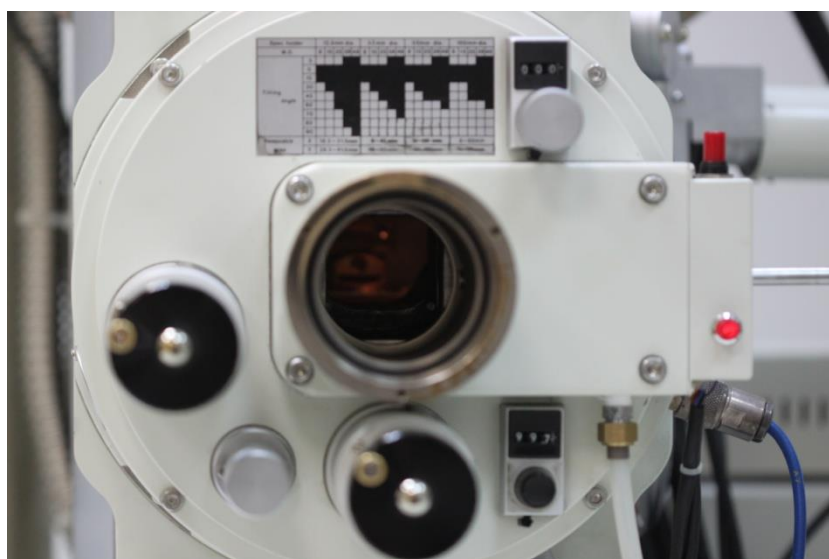


Fig. 6: Cámara de vacío de microscopio electrónico de barrido.

## 1.4. JUSTIFICACIÓN.

Debido a los avances numerosos tanto desde el punto de vista radiológico como sistemas de planificación informatizados, confección de guías quirúrgicas para la colocación de implantes, y las nuevas tecnologías CAD/CAM, se planteó un estudio in vitro para analizar la posibilidad de aunar todos estos avances donde se pretende colocar los implantes y la prótesis en el mismo acto quirúrgico con resultados predecibles. Por lo que partiendo de una situación de un modelo mandibular de resina, se van confeccionar 30 modelos idénticos al mismo que van a ser repartidos en 5 grupos. Sobre el modelo inicial se realizará un estudio tomográfico portando su correspondiente férula radiológica y después con el software Facilitate™ Planner, se llevará a cabo la planificación de cuatro implantes interforaminales. Se solicitaran a Materialise 5 férulas estereolitográficas independientes pero de igual planificación, y serán vaciadas en el laboratorio para confeccionar los modelos de trabajo donde conformar las mesoestructuras de Cromo-Cobalto confeccionadas por tecnología CAD/CAM. Por último se colocaran los implantes empleando en cada uno de los cinco grupos su férula quirúrgica estereolitográfica correspondiente, y en la misma sesión se colocará la prótesis y se medirán los desajustes con microscopía para evaluar su predicibilidad.

## **2. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

## **2. HIPÓTESIS DE TRABAJO.**

Para nuestro estudio se formuló la siguiente hipótesis nula de trabajo: no existen diferencias estadísticamente significativas en la cantidad de desajuste (discrepancia marginal vertical) de los implantes y de las mesoestructuras entre cada uno de los cinco grupos donde se usaron guías quirúrgicas independientes de idéntica planificación, al colocar en el mismo acto quirúrgico los implantes y la prótesis. La variable independiente es el tipo de guía quirúrgica (grupo), y la variable dependiente es la magnitud del desajuste protético (discrepancia marginal vertical). En nuestro estudio analizaremos si existen o no diferencias estadísticamente significativas.

### **3. OBJETIVOS**

### **3. OBJETIVOS.**

La objetivo general de este trabajo de investigación in vitro es evaluar el ajuste entre los implantes y las estructuras protésicas atornilladas, las cuales han sido fabricadas previamente a la cirugía mediante tecnología CAD/CAM a partir de un estudio radiológico y una planificación mediante el software Facilitate™ para cirugía guiada, cuando son cargadas de forma inmediata en las mandíbulas de su grupo correspondiente y en el mismo acto quirúrgico.

Como objetivos específicos, vamos a analizar:

1. El ajuste marginal vertical de cada implante de cada modelo mandibular.
2. En qué localizaciones se registran los mayores desajustes y si hay diferencias estadísticamente significativas entre ellos o no, al compararlos intergrupos e intragrupos.
3. Cuantificar el ajuste de cada estructura protética en función de la guía quirúrgica estereolitográfica empleada.
4. La influencia de las férulas estereolitográficas confeccionadas para el estudio en los ajustes finales de las estructuras.



## **4. MATERIAL Y MÉTODO**

#### **4. MATERIAL Y MÉTODO.**

Como sumario del trabajo de investigación hemos realizado un estudio in vitro para evaluar la posibilidad de confeccionar prótesis atornillada sobre implantes antes del acto quirúrgico (cirugía guiada) y sin necesidad de tomar impresiones, para colocar la prótesis al tiempo que la cirugía. Para ello, partiendo de una situación de un modelo mandibular de resina, se confeccionaron treinta modelos idénticos al mismo. Éstos son repartidos en cinco grupos de seis modelos cada uno. Sobre el modelo inicial se realizó un estudio tomográfico (TC) portando su correspondiente férula radiológica. Después, se convirtió la información tomográfica al formato Facilitate™ y con el software Facilitate™ Planner, se llevó a cabo la planificación de cuatro implantes interforaminales. Se solicitaron a Materialise Dental cinco férulas estereolitográficas independientes pero de igual planificación, y fueron vaciadas en el laboratorio para confeccionar los modelos de trabajo donde conformar las mesoestructuras de Cromo-Cobalto mecanizadas por CAD/CAM sobre los cuatro implantes.

Una vez obtenidos los modelos de trabajo y las mesoestructuras CAD/CAM, se colocaron los implantes empleando en cada uno de los cinco grupos su férula quirúrgica estereolitográfica correspondiente, y en la misma sesión se colocó la prótesis.

Posteriormente se evalúan las discrepancias marginales verticales de cada una de las mesoestructuras sobre los modelos de resina de su mismo grupo, mediante microscopía electrónica de barrido de cada modelo.

Por último, se compararon estadísticamente los resultados obtenidos de los desajustes en el microscopio electrónico para establecer las conclusiones del estudio.

## 4.1 CONFECCIÓN DE LOS MODELOS MANDIBULARES.

Para realizar las fases de laboratorio del estudio, acudimos al laboratorio Prótesis S.A, donde una vez seleccionado el modelo original de resina de la casa AstraTech®, a continuación procedimos a su duplicado en resina poliacrítica de bajo grado de contracción hasta un número de treinta modelos. Para ello primero realizamos un molde con silicona a nuestro modelo seleccionado.



Fig. 7: Imagen del molde de silicona para duplicados.

Vaciamos dicho molde con resina poliacrítica Orpal® de la casa Ordenta®. Esta resina es autopolimerizable y de mínimo grado de contracción y su polimerización se lleva a cabo mezclando sus dos componentes, A y B, en proporciones iguales.

Una vez vertido el contenido de los reactivos A y B mezclados en el molde, la polimerización de dicha resina es una reacción exotérmica donde se observa un cambio de coloración y consistencia, y que en cuestión de escasos minutos adquiere un estado sólido. Se expone una secuencia de dos fotografías, inicio (recién mezclados sus componentes) y final (resina polimerizada), para ilustrar dicha polimerización y los cambios aparentes que se acontecen.



Fig. 8: Secuencia de polimerización de la resina. Inicio (izquierda) y final (derecha).

Obtuvimos un total de treinta modelos mandibulares y posteriormente se les recortó la base a cada uno mediante una recortadora de modelos de escayola.

Sobre el modelo inicial de AstraTech® procedimos a confeccionar la férula radiológica con dientes de material radioopaco, basándonos en el encerado de una prótesis completa inferior sobre el mismo.



Fig. 9: Férula radiológica mandibular: Aspecto final.

A la vez confeccionamos un dispositivo posicionador para poder ubicar el modelo de resina con su férula radiológica durante la exploración radiográfica (TC).

## 4.2 REALIZACIÓN DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA.

La exploración radiológica se corresponde con la de un modelo mandibular totalmente desdentado y su indicación es para planificar la futura colocación de los implantes dentales, la elección de dicha la técnica radiológica (TC) queda justificada respecto al principio dosis de radiación–beneficio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

La TC utilizada para el estudio se realizó de forma altruista en el centro de radiodiagnóstico Dr. Ortega Aranegui, utilizando para ello el Tomógrafo HiSpeed CT/e Dual Multicorte con los parámetros que recomienda el fabricante AstraTech®, para la posterior fabricación de las guías quirúrgicas Facilitate™. Estos parámetros son concretamente, matriz de 512 x 512, campo de visión entre 140 y 170 mm (incluya toda la arcada), grosor del corte de 1,0mm, alimentación por rotación 1,0mm, incremento del corte reconstruido 1,0mm, algoritmo de reconstrucción tipo Hueso y angulación del Gantry 0°.

La mandíbula quedó centrada en el campo de exploración, mediante las marcas luminosas que posee el tomógrafo para dicho fin.



Fig. 10: Modelo inicial con férula radiológica en el tomógrafo.

La mandíbula portaba la férula radiológica de escaneado. Todos los cortes tienen el mismo campo de visión, el mismo centro de reconstrucción y la misma altura de mesa. El primer corte se situó paralelo a la porción basal mandibular y el último corte se situó por encima de las coronas clínicas de la férula radiológica.

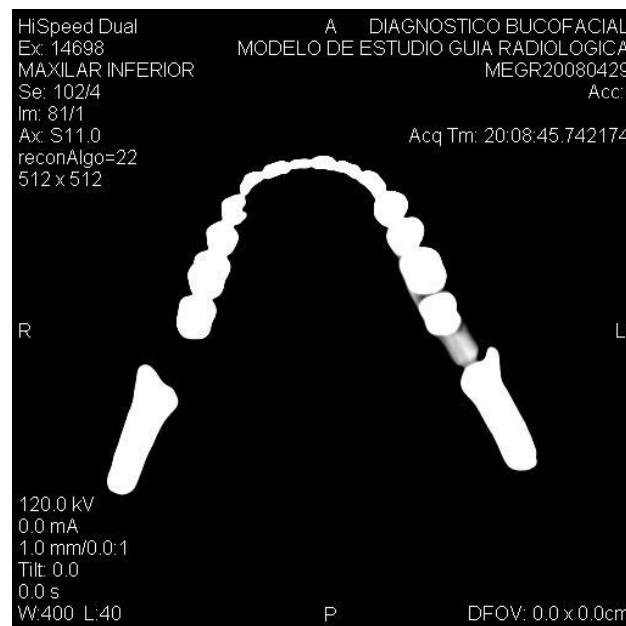


Fig. 11: Corte axial de la férula radiológica.

La imagen tomográfica fue reformateada con el software de reconstrucción multiplanar Dentascan® para poder pasar de esta manera de los datos brutos de la TC, que contienen cortes digitales seriados que están en dos dimensiones, a imágenes en formato DICOM en tres dimensiones, y a la vez disminuir los posibles artefactos. Dichos datos DICOM se convierten a formato Simplant® y se guardaron en un archivo en disco para realizar la visualización y planificación preoperatoria con el software Facilitate™ Planner.

### 4.3 PLANIFICACIÓN IMPLANTOLÓGICA CON EL SOFTWARE.

El software Facilitate™ de AstraTech es un programa informático basado en el software SimPlant de Materialise™. Dicho software es compatible con todos los escáneres de TC convencionales y de haz cónico (tipo iCAT, Accuitomo, Newton, CB MercuRay, Hitachi, etc.). En el estudio, para la visualización y la planificación del caso sobre las imágenes de la TC en el ordenador se empleó concretamente el software Facilitate™ Planner v.12, debido que solo se requería una sola conversión, junto con el CD de la biblioteca de implantes, siguiendo los pasos que recomienda el fabricante y posteriormente activándolo con su clave, cuyo nombre técnico es ccKey.

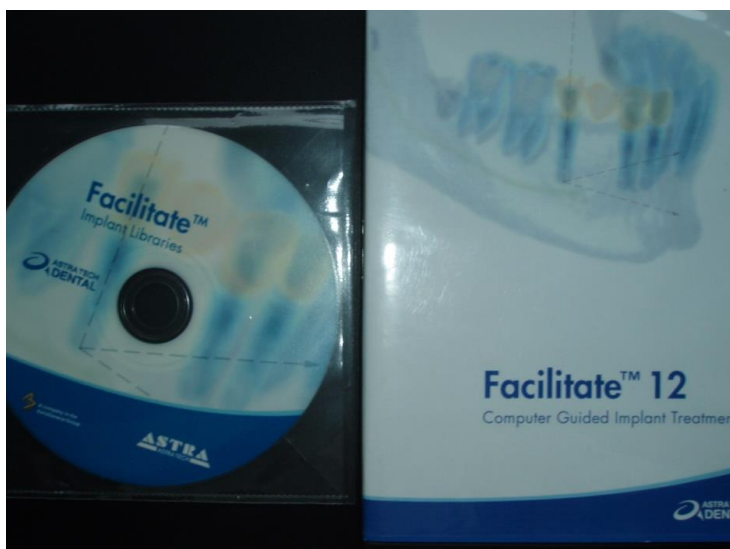


Fig. 12: Facilitate™ v. 12.0 y CD de Biblioteca de implantes.

El programa contiene imágenes reales en tres dimensiones que permiten realizar una planificación eficaz, precisa y fiable, así como determinar el número, la posición y el tamaño de implantes necesarios. Las imágenes que se disponen son axiales, con un marco de color rojo, imágenes transversales, con un marco de color azulado, unas vistas panorámicas con un marco amarillo y una representación 3D de la anatomía del caso con un marco verdoso, como se aprecia en la figura 13. En cada una de las imágenes aparecen los posibles cortes con cada uno de los planos con este código de colores citado.

Realizamos la planificación de cuatro implantes en la región interforaminal numerados con 5, 2, 3, 4 que se corresponden con posiciones 42, 41, 31 y 32 respectivamente, de la casa AstraTech®, de dimensiones cuatro milímetros de diámetro y once milímetros de longitud (Ref. 24589), colocados lo mas paralelo posible entre ellos vistos tanto en el plano frontal como en el plano seccional, dejando tres milímetros de espesor óseo entre cada uno de ellos, y en posición centrada en el espesor bucolingual, con una inclinación en este sentido paralela a la cortical lingual y con la emergencia de los implantes en la cara lingual de los dientes de la férula radiológica. A continuación se simuló la colocación de pilares para atornillar de 45° de conicidad y 0,5 milímetros de altura de la casa AstraTech (Ref. 24392).

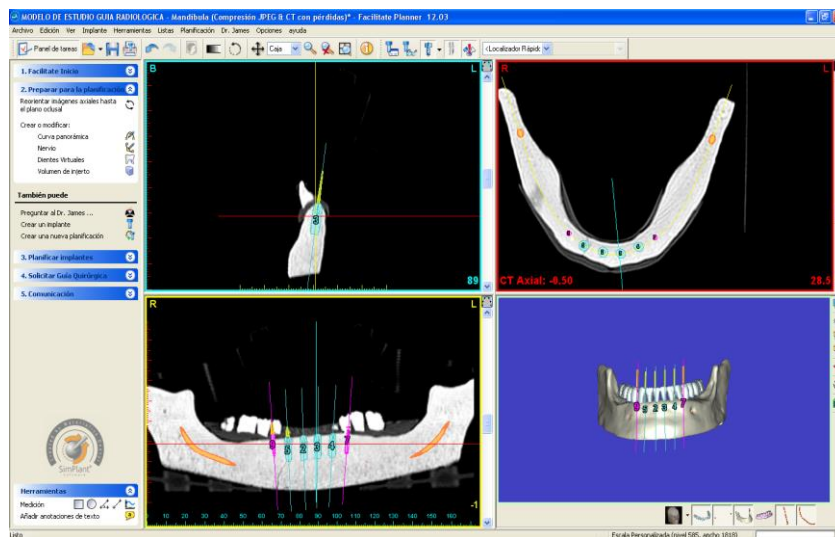


Fig. 13: Facilitate Planner: Vistas panorámica, axial y seccional de los implantes con sus pilares y los tornillos de fijación planificados.

Tal y como se aprecia en la figura 13, se optó por incluir en la planificación de cada guía la colocación de dos tornillos de fijación (color morado, con números 7 y 9) de tamaño 2 milímetros de diámetro y 14 milímetros de longitud (Ref. 24822) puesto que de este modo se verían reducidos posibles micromovimientos de las guías durante el fresado que podrían sesgar el resultado final y respecto a las posiciones de dichos tornillos de fijación se determinaron de acuerdo con los condicionantes anatómicos que muestran las imágenes de la TC, por lo que se ubicaron en la zona lateral de los implantes mas distales de la planificación.



## 4.4 SOLICITUD DE LAS GUÍAS DE FACILITATE™.

Una vez planificado el caso, se solicita la guía quirúrgica a Materialise™, en nuestro caso se solicitaron cinco guías Facilitate™, basadas en la planificación para cuatro implantes intermentonianos equidistantes y paralelos entre sí en los tres planos del espacio. Para ello se siguieron los siguientes pasos. Lo primero, cumplimentar el cuadro de diálogo de “Información de Proyecto”, después en “Información de la Planificación” (se deben introducir datos concretos sobre el caso y el tipo de guía quirúrgica Facilitate™ solicitada). En nuestro estudio, se decidieron solicitar cinco guías SurgiGuide® de soporte óseo, con dos tornillos de fijación, las cinco de igual planificación. A continuación, han de señalarse y especificarse las características de cada uno de los implantes que van a ser colocados con la guía Facilitate™, marcándolos en la columna de nombre Facilitate. Para nuestra planificación se marcó AstraTech 24622 (diámetro 4 milímetros y longitud 11 milímetros).

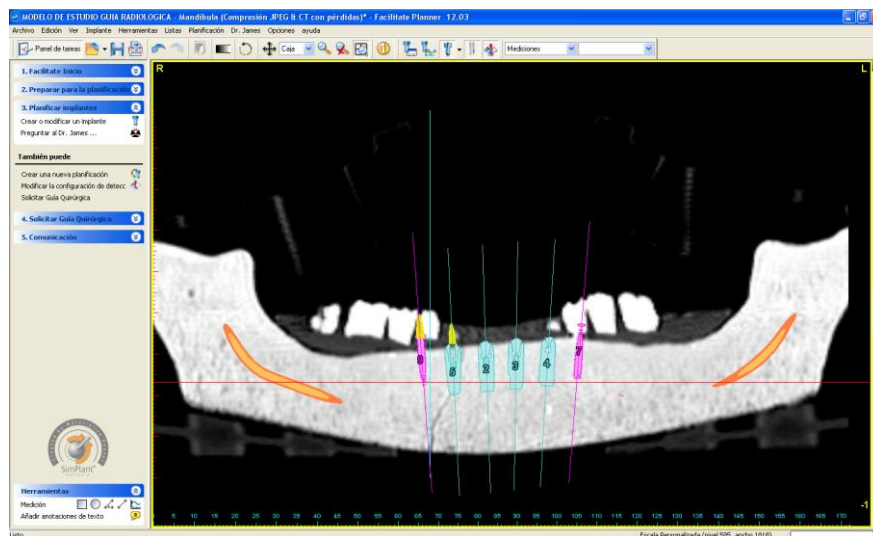


Fig. 14: Cumplimentación del menú Información de implantes.

En nuestro caso marcamos la opción de solicitar a Materialise™ los modelos estereolitográficos de confirmación correspondientes a las cinco guías SurgiGuide. Estos modelos se usan antes de la fase quirúrgica para verificar una correcta adaptación de las

guías que manda el fabricante. Para finalizar la solicitud confirmamos que todos los datos son correctos y aceptamos (con dirección de envío [surgiguide@materialise.be](mailto:surgiguide@materialise.be)).

**Facilitate Planner 3.2.03**

**1. Solicitar órdenes**

**2. Solicitar órdenes**

**También puede:**

- Solicitar Órdenes
- Volver a planificación
- Leer notificación

**Datos del paciente**

Nombre del Proyecto: RESETEADO MODELO DE ESTUDIO GUIA RADIOLOGICA.am  
Nombre del Paciente: MODELO DE ESTUDIO GUIA RADIOLOGICA

**Comentarios**

¿Se van a realizar extracciones dentales? No  
¿Desde se va a apoyar la Guía Quirúrgica? Hueso

**Comentarios adicionales:**

Please, if possible, want the guide to be at least 1 centimeter longer in the distal aspect of both sides. Please, send me the necessary data

**Artículo:**

Ha seleccionado no realizar una comprobación de viabilidad del tipo de Surgiguide seleccionado. Materialise Dental N.V. realizará una comprobación de viabilidad completa cuando todos los datos hayan sido recibidos.

**Especificaciones del diseño de la Guía Quirúrgica**

**Cilindros de guía:**

Para un correcto guiado sin Guías Quirúrgicas de Sistema SAFE, es importante indicar la secuencia de fijación exacta que se va a utilizar. Por lo general, nuestros cilindros tienen un diámetro interno 0,2mm mayor que el diámetro de la fresa utilizada.

Nombre del Implante	Diámetro (mm)	Nombre de la Marca	Tipo de guiado	Diámetros de las Fresas para este implante
1	4.00	Astra Tech	SAFE	1
2	4.00	Astra Tech	SAFE	
3	4.00	Astra Tech	SAFE	
4	4.00	Astra Tech	SAFE	
5	4.00	Astra Tech	SAFE	
7	2.00	Fixation Screws	Tornillo de fijación	2.00
9	2.00	Fixation Screws	Tornillo de fijación	2.00

**Número total de Implantes: 6**

**Altura de los Tubos:**

Si no se especifica de otra forma, la altura de los tubos para guías quirúrgicas sin control de profundidad es de 5 mm desde la superficie de apoyo.

**Superficie de contacto:**

El tipo de superficie de contacto (soporte óseo, soporte dental o soporte mucoso) será determinado por Materialise Dental en función de la calidad de los escaneos. Materialise Dental buscará la superficie mínima de contacto que proporcione un posicionamiento estable. Bajo su propia responsabilidad, la superficie de contacto puede ser reducida aún más por el usuario cuando así lo considere necesario.

Yo, Manuel Poveda, por la presente solicito la fabricación de una Guía Quirúrgica a Materialise Dental, acuerdo con mi planificación pre quirúrgica.

Escala Personalizada (prev 50%, ancho 1800)

Fig. 15: Ventana Resumen de Solicitud de las 5 guías (Facilitate Surgical Guides).

## 4.5 FABRICACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DE LAS GUÍAS.

Para la fabricación de las férulas estereolitográficas, se requiere que en algunos casos los datos de la tomografía computerizada en formato DICOM, sean enviados al fabricante para que éste los transforme en un archivo de lenguaje de triángulos (\*.stl file) y así obtener un modelo real en tres dimensiones (de resina tipo FDA USP clase VI). Cuando les adjuntamos la planificación de los implantes realizada con el software, el fabricante con la máquina estereolitográfica, confecciona la guía mediante la inyección del líquido polímero de resina epóxica. El posterior endurecimiento remodelado se hace con láser ultravioleta, de acuerdo con los datos de la imagen de la tomografía,<sup>(4,32)</sup> y se adapta al tipo de soporte elegido y además suelen incorporar un refuerzo de fibra de carbono que las hace aún más rígidas.<sup>(32)</sup>



Fig. 16: Férula Quirúrgica Estereolitográfica número 1 (F1).

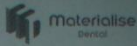
El sistema de guías quirúrgicas de Facilitate™ incorpora un número definido de tubos de titanio que van unidos de manera fija a la guía. Estos tubos de titanio guían el fresado a través de los mismos y se ubican y corresponden con el número determinado de implantes planificados. Tienen un único diámetro constante que es 0,3 mm más grande que el diámetro de la última fresa a emplear (la de mayor diámetro).



Fig. 17: Contenido de la Caja entregada por Materialise.

El sistema de guías dispone de un control de profundidad del fresado puesto que la altura que tiene la guía estereolitográfica para cada implante se asigna según el tamaño de cada implante planificado y durante la fase quirúrgica, las fresas disponen de unos topes para que el cirujano nunca pueda excederse en profundidad por cualquier error y/o descuido durante la cirugía.<sup>(22,32)</sup>

El protocolo de fresado nos informa de todos los datos de las guías que se han mandado, en nuestro caso la localización mandibular, el soporte óseo, las dimensiones y referencias de los implantes, y el tamaño de los transportadores de implante para insertar cada implante a su determinada profundidad.

 Materialise

### Drilling & installation protocol Facilitate™-compatible SAFE SurgiGuide

Order ID: 1688781  
 Client Order Reference: Recetado Modelo de Estudio Guia Radiologica  
 Contact Person: Manuel Poveda  
 Shipment Date: 09/06/2009

Guide support	Bone	Mucosa	Tooth
Maxilla			
Mandible	X		

Tooth Position / Name				5	2	3	4			
Tray Position	R5	R4	R3	R2	R1	L1	L2	L3	L4	L5
Implant Ref.No.				24622	24622	24622	24622			
Implant size Ø (mm)				4.0 S	4.0 S	4.0 S	4.0 S			
Implant length (mm)				11.0	11.0	11.0	11.0			
Twist Drill Key height (mm)				4.0	4.0	4.0	4.0			
Twist Drill length (mm)				22.0	22.0	22.0	22.0			
Twist Drill 2.0 mm (white)				▼✓	▼	▼	▼			
Twist Drill 3.2 mm (green)				▼✓	▼	▼	▼			
Twist Drill 3.35 mm (lilac)										
Twist Drill 3.7 mm (black)				▼✓	▼	▼	▼			
Twist Drill 3.85 mm (brown)										
Twist Drill 4.2 mm (yellow)										
Twist Drill 4.7 mm (blue)										
Twist Drill 4.85 mm (rose)										
Conical Drill Key height (mm)										
Conical Drill 4.5 (green)										
Conical Drill 5.0 (black)										
Implant Holder height (mm)				7.0	7.0	7.0	7.0			

▼ = The specific drill is enclosed and is recommended to be used.

**Limitation of Liability:**  
 This guideline is a custom document based on a pre-operative surgical plan made by the surgeon. The surgeon takes full medical responsibility for the design and the application of the Facilitate™-compatible SAFE SurgiGuide with Facilitate™ Computer Guided Implant Treatment, as indicated on the order form received by the supplier. This document is just an addition to the other documents sent with the case, and does not replace any of them.

Fig. 18: Protocolo de instalación de los implantes.

Todas las fresas Facilitate™ solicitadas en nuestro estudio tienen una longitud de 22 milímetros debido a que, primero, se planificaron todos los implantes con una longitud de 11 milímetros, segundo, todos los tubos de fresado de las cinco guías tenían 7 milímetros de altura y tercero, las llaves seleccionadas para realizar el fresado concéntrico del sistema Facilitate™ fueron las de 4 milímetros de altura. Es decir, que cuando disponemos de la férula colocada sobre el modelo y cualquiera de los diámetros de las llaves concéntricas de fresado de 4 milímetros de altura, la distancia desde la parte más superior de la llave a la cresta ósea es de 11 milímetros. Si a éstos, les sumamos los 11 milímetros de la longitud de nuestros implantes planificados, esto hace un total de 22 milímetros de distancia desde la parte más apical de la osteotomía a la parte más superior de la llave de fresado, que es dónde se alojará el tope de la fresa para limitar su profundidad de fresado.



Fig. 19: Kit de Fresas Facilitate™ (izquierda) y longitudes de fresas y aditamentos (derecha).



#### 4.6. CONFECCIÓN DE LOS MODELOS DE TRABAJO.

Una vez recibidas las guías estereolitográficas y los modelos de confirmación estereolitográficos mandibulares y antes de comenzar la cirugía de implantes, remitimos al laboratorio Prótesis S.A dichas guías estereolitográficas junto con los análogos de los implantes y de pilares de 45° de atornillar y los veinte transportadores de réplica específicos, para la confección de un total de cinco modelos de trabajo para la posterior confección sobre ellos de las estructuras CAD/CAM de Cromo-Cobalto. Los pasos detallados para la elaboración de dichos modelos fueron, en primer lugar, se unieron las réplicas de implante a los transportadores a través de la guía a modo de cubeta abierta de implantes. Se obturaron los agujeros de irrigación y los agujeros de los tornillos de fijación de la guía con cera para evitar generar zonas retentivas durante el vaciado de la guía.



Fig. 20: Vista caudal de las réplicas de implante atornilladas a sus respectivos transportadores sobre la férula estereolitográfica.

A continuación, se procede a la aplicación de material de máscara gingival (Gi-mask® de ColtèneWhaledent) sobre la guía quirúrgica. Dicha máscara gingival es un desmoldante de laboratorio para siliconas de reticulado tanto de adicción como de condensación, compuesto de una solución de resinas de fluorocarbono en isohexano. El espesor de dicha máscara es de unos cuatro milímetros y mediante dicha máscara el

acceso a la cabeza de los implantes se ve facilitado con una mejor visibilidad y menor contaminación.



Fig. 21: Aplicación de máscara gingival rodeando los análogos.

Una vez endurecida la mascarilla gingival, se realiza el vaciado del espacio restante de la guía en yeso tipo IV (FujiRock®), obteniéndose el correspondiente modelo de trabajo. El espatulado del yeso se realizó empleando una máquina de vacío tal y como recomienda el fabricante, y los cinco modelos obtenidos fueron correctamente zocalados y recortados.



Fig. 22: Vaciado de una de las cinco guías estereolitográficas.

Tras el fraguado del yeso se procede a desatornillar los transportadores de los pilares réplica del modelo y así poder separar el modelo de la guía Facilitate™.



Fig. 23: Modelo de trabajo sin desatornillar transportadores.

Finalmente, se disponen de los modelos de trabajo de yeso con las cuatro réplicas de implantes colocadas y se procede a colocar en cada uno los respectivos pilares de 0,5mm de altura y 45° de conicidad. Una vez atornillados los pilares, los modelos están listos para realizar sobre ellos estructuras CAD/CAM atornilladas.



Fig. 24: Modelo de trabajo con pilares de 45° conectados.



#### **4.7. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS MECANIZADAS DE CROMO-COBALTO.**

Para el diseño y elaboración de las mesoestructuras mecanizadas en Cromo-Cobalto, en el mismo laboratorio de Prótesis S.A, se procedió al escaneado digital de los cinco modelos de trabajo mediante el empleo de un escáner óptico, en concreto el 3SHAPE de GT MEDICAL.



Fig. 25: Aspecto exterior del escáner óptico 3SHAPE.

Previamente al escaneado de los modelos de trabajo necesitamos los postes de impresión (Referencia 22583) atornillados sobre cada una de las réplicas de pilar de AstraTech® de cada modelo de trabajo. Además necesitamos impregnar tanto la superficie mas cristal de los modelos, como también los postes de impresión y réplicas de pilar con un spray de ajuste oclusal que se emplea en laboratorio llamado “Fit Control” de la casa comercial Servo-Dental®. De este modo, se puede recoger una mejor imagen de todos los contornos de las superficies a digitalizar por el escáner óptico.

El siguiente paso es introducir primero un poste de impresión por sí solo y posteriormente el modelo de trabajo con los cuatro postes atornillados en el interior del

escáner (figura 26) y proceder a su digitalización, para ello las cámaras del interior adquieren múltiples imágenes y lo traducen un archivo de triángulos llamado STL.



Fig. 26: Vista interior del escáner óptico con el modelo de trabajo.

Para realizar el diseño de las mesoestructuras sobre los implantes, en nuestro caso se ha empleado el software DentalDesigner versión 10. Para ello registramos el nombre del paciente, en este caso modelo de trabajo 1, y se designa el área bucal de interés, en nuestro caso se corresponde con el quinto sextante (figura 27).

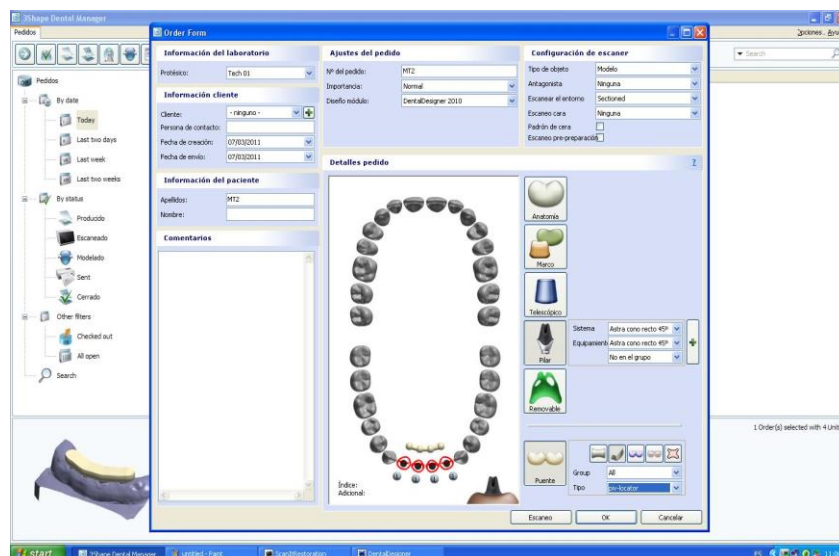


Fig. 27: Software DentalDesigner. En rojo se marca la zona de interés.

El siguiente paso es escanear los pilares de los implantes en posiciones 32, 31, 41 y 42, por lo que hay delimitar como zona de interés cada uno de los cuatro pilares dentro del escaneado total del modelo.

Después de delimitar la zona correctamente, se toma la morfología del poste de impresión (del que disponemos de cuando se escaneó inicialmente per sé uno de los postes de impresión) y se adapta a cada uno de los postes que están en el archivo STL del modelo mediante la correlación de unos puntos que hemos fijado para hacerlos coincidir. Esos puntos son de colores azul, rojo y verde (figura 28). De esta manera será posible visualizar la forma de la conexión de los implantes a la mesoestructura, en nuestro caso, los pilares de 45° de AstraTech®. Por último, se procedió a escanear la máscara gingival que rodea a los implantes.

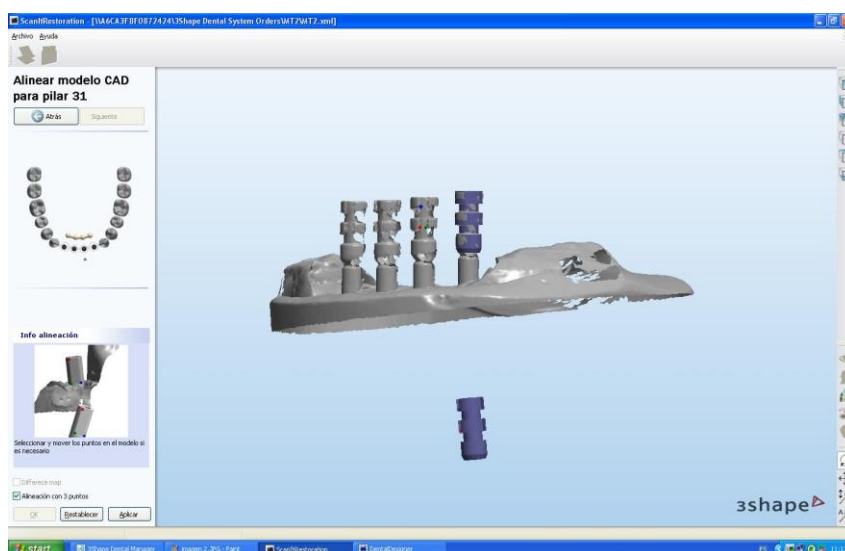


Fig. 28: Adaptación de un poste de impresión a la imagen STL total.

Una vez recogidos todos estos datos, acudimos al centro de fresado de Medimplante (Coslada) y allí mediante el software DentalDesigner, se comienzan a diseñar cada una de las mesoestructuras, cada una sobre su modelo de trabajo correspondiente. La forma de las mesoestructuras son de sección rectangular, con una altura oclusolingival de 4 milímetros y una anchura vestibulolingual de 6 milímetros. La extensión mesiodistal está limitada porque la entrada de la cámara de vacío del microscopio electrónico tiene unas dimensiones que no permiten tamaños de muestras

con profundidad de más de 35 milímetros, por lo que no se diseñaron extensiones tipo cantiléver en ninguno de los dos cuadrantes. A continuación se muestran imágenes que representan el diseño de una de las cinco mesoestructuras.

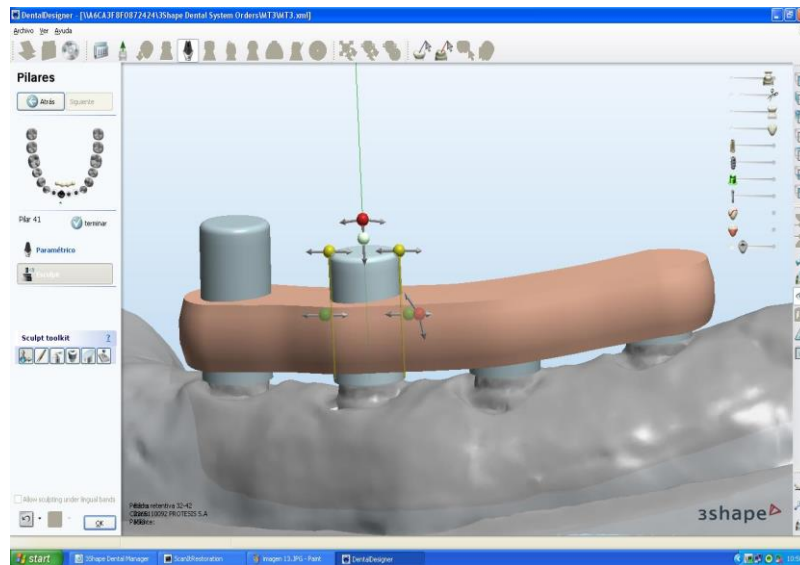


Fig. 29: Vista frontal de la mesoestructura a nivel del implante 41 y diseño de la altura de dicha chimenea en DentalDesigner.

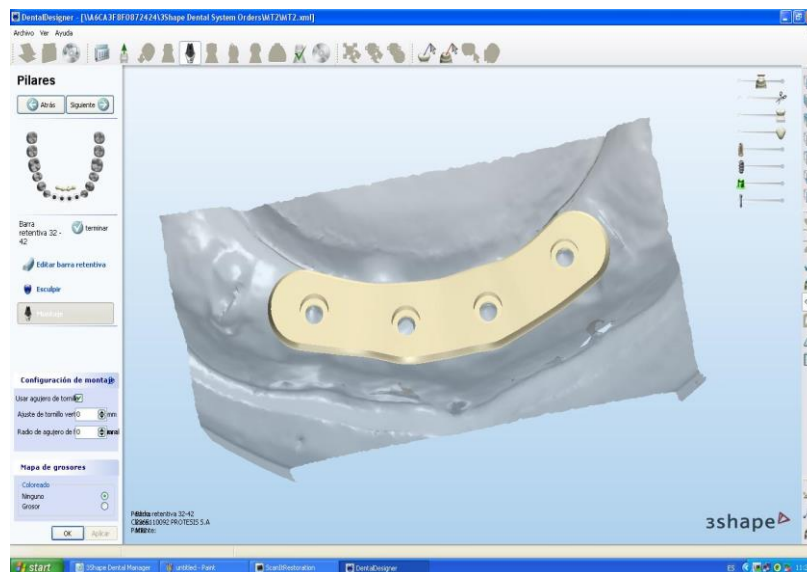


Fig. 30: Vista oclusal del diseño final de la mesoestructura.

Una vez diseñadas las estructuras con DentalDesigner, se procede a escanear cada uno de los cinco modelos de trabajo con el escáner de contacto Renishaw de 3i de incise, cuya precisión es mayor que la de un escáner óptico (figura 31).

Antes de comenzar el escaneado, dicho escáner se autocalibra, para ello dispone de dos sensores táctiles (esferas de color rosa), cada una unida a un brazo articulado independiente y situadas de manera opuesta (una en la parte superior del escáner y otra en la inferior). Dichas esferas contactan entre ellas y de esta manera el escáner se reinicia y queda calibrado. Después de este calibrado, se coloca cada modelo de trabajo con sus pilares de impresión en un posicionador con una base especial del fabricante, y se comienza a escanear la parte más oclusal de los pilares de los extremos, es decir, de los implantes de posiciones 32 y 42, y luego después implantes 31 y 41.

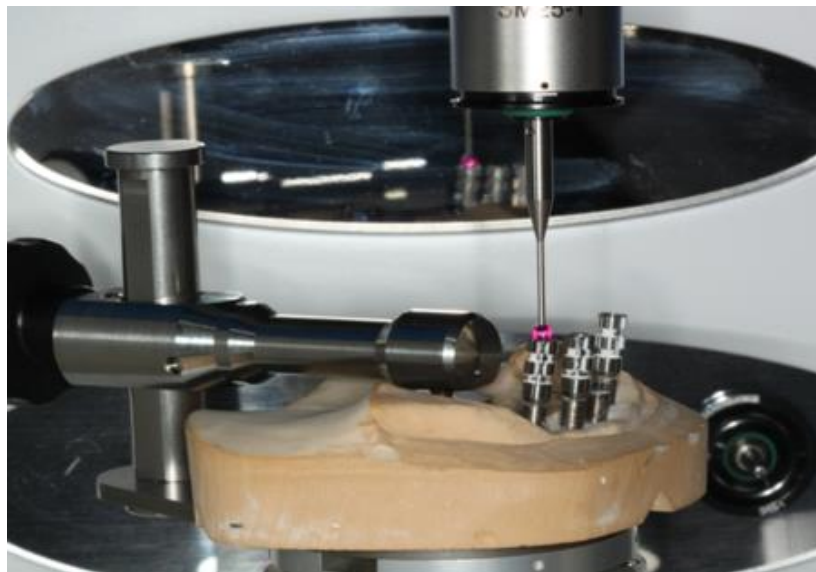


Fig. 31: Modelo en escáner Renishaw. Escaneado de implante 42.

A continuación, el software de Renishaw 3i incise registra esas posiciones de esos implantes. Quedan registrados los ejes y los centros de los cuatro implantes en archivo *.txt* como muestra la figura 32.

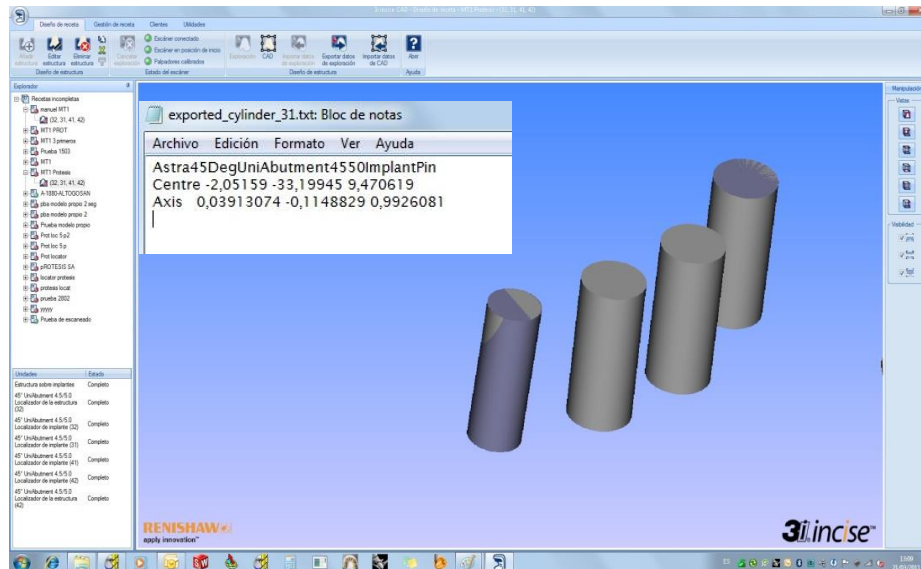


Fig. 32: Posición de los implantes en Renishaw y los datos del implante 31.

A continuación se abre un nuevo software, Rhinoceros, desde donde se importan cada uno de los archivos STL de los datos del escáner de contacto Renishaw de cada uno de los cinco modelos de trabajo del estudio. Al abrir dicho software lo primero que se visualiza son los centros y los ejes de cada uno de los cuatro implantes, en color azul (figura 33).

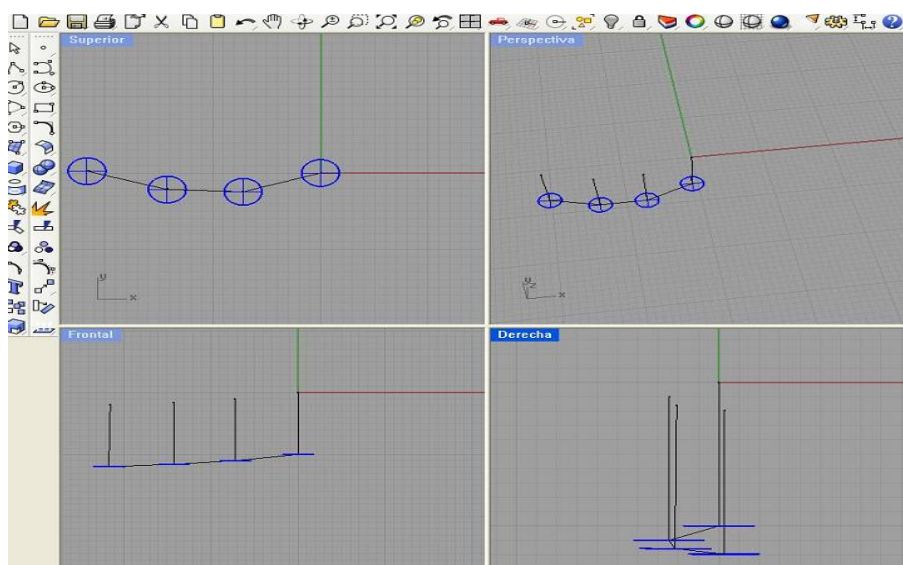


Fig. 33: Ejes y sección de los implantes visualizado en Rhinoceros.



Seguidamente, para cada modelo de trabajo se importa el diseño de su mesoestructura previamente realizado en DentalDesigner y se analiza las áreas de contacto de las barras (color rojo) y las superficies de los pilares (figura 34). Este procedimiento se realiza para mejorar el área de contacto estructura-pilar y de esta forma poder obtener un mejor ajuste pasivo al mecanizar las estructuras.

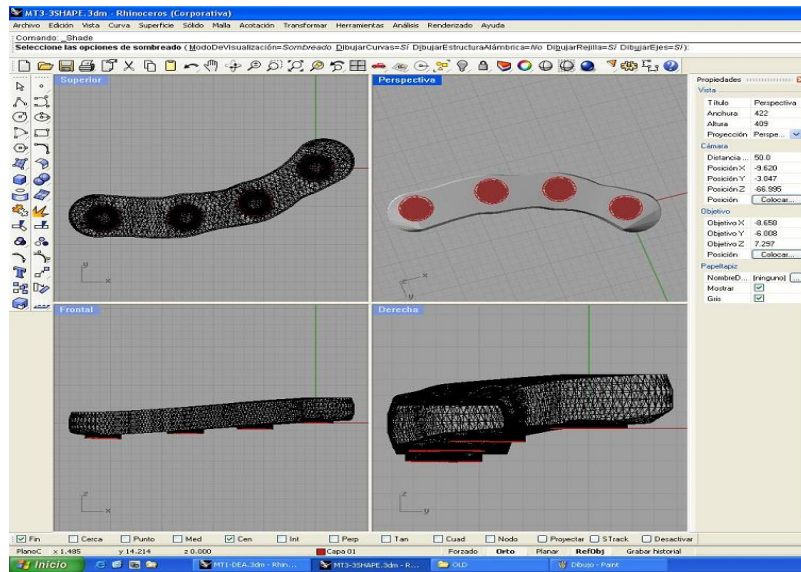


Fig. 34: Áreas de contacto de la estructura con los pilares (color rojo).

Una vez mejorada el área de contacto de los diseños de las cinco estructuras, abrimos dichos archivos con otro nuevo software, DentMill de DelCam. Este software es para empezar a mecanizar la estructura (fase CAM). En el menú aparece la forma del disco de Cromo-Cobalto que se va a mecanizar en la fresadora de 5 ejes y podemos seleccionar en que parte de dicho disco se van a desarrollar las trayectorias de fresado. Se diseñan además el área de mecanizado y los conectores que mantienen unida la estructura al disco de Cromo-Cobalto hasta el final del proceso de fresado. Para que se mecanice de manera correcta la conexión de la estructura al pilar se usan plantillas de esos pilares que hay en un biblioteca del DentMill y de esa manera el ajuste final es mucho mejor.

A continuación se abre por último el software PowerMill (DelCam), en el que podemos ver las trayectorias que genera automáticamente el ordenador para el fresado.

Toda la información de las trayectorias de fresado se procesan mediante unas coordenadas que están determinadas por un lenguaje compilado que la fresadora ejecuta. Esto es lo que se conoce con el nombre de CNC (control numérico computerizado).

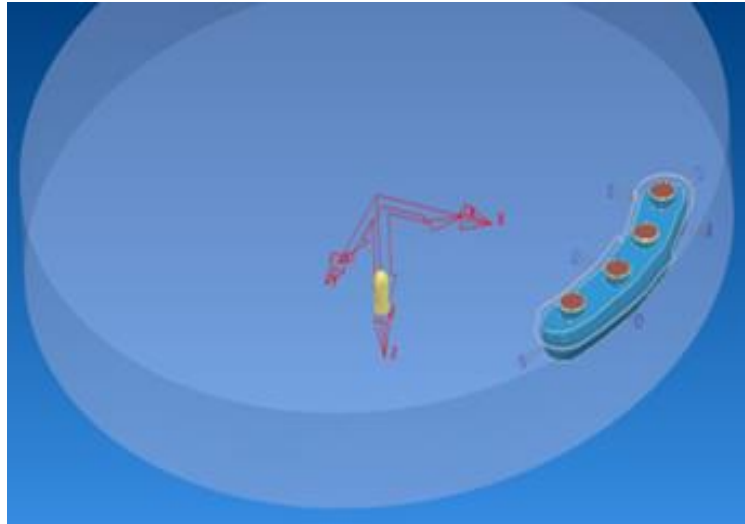


Fig. 35: Vista caudal de la estructura en PowerMill previa a su mecanizado.

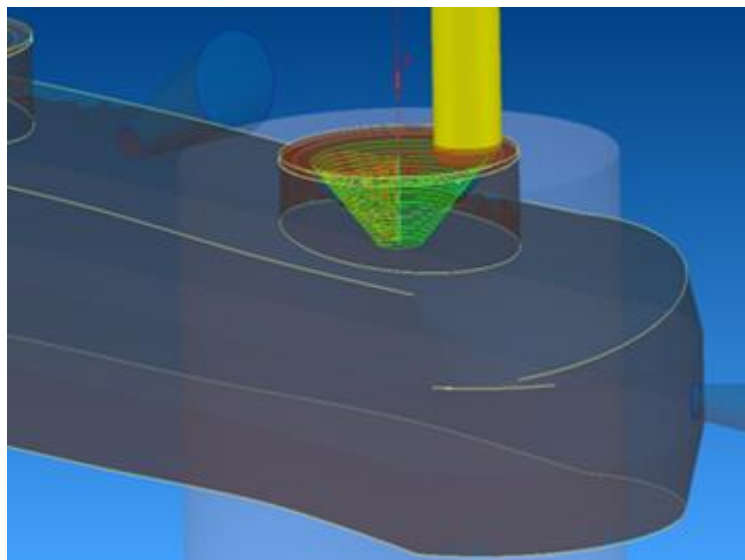


Fig. 36: Simulación de la trayectoria de fresado a nivel de la conexión con el pilar posición 32.



La fresadora Matsuura LX-0 5 AX tiene diferentes cabezales con diferentes partes activas que se van intercambiando según avanza la secuencia de trayectorias de fresado de la pieza en cuestión. Se seleccionó un disco de Cromo-Cobalto, para el fresado de las cinco mesoestructuras, de la casa comercial Eisenbacher Dentalwaren.



Fig. 37: Disco de Cromo-Cobalto de la casa Eisenbacher Dentalwaren.

A continuación, se introduce y se fija el disco en el brazo robotizado de la máquina fresadora y se inicia la secuencia del mecanizado. Para ello, la máquina fresadora selecciona el primer cabezal con el que va a comenzar el mecanizado y siempre y cuando un cabezal se monta en la fresadora, debe ser calibrado por láser para evaluar el grado de desgaste que ha tenido y así recalcular el eje vertical de fresado y adaptar dicho eje vertical según dicho desgaste de la misma para evitar errores.

El mecanizado se lleva a cabo con ayuda de un líquido lubricante compuesto de una mezcla de agua y aceite industrial de color blanquecino, el cual se aplica sobre la parte del disco donde se esté mecanizando la estructura. Este líquido tiene como función principal lubricar el mecanizado y otras tan importantes como la limpieza de las limallas que se van generando, o la reducción de la temperatura generada en el cabezal y en el disco. Finalmente se obtiene la estructura mecanizada tal y como muestra la figura 38, solo resta cortar los anclajes para separar la estructura del disco y pulirlos.



Fig. 38: Estructura de Cromo-Cobalto tras el mecanizado.

#### 4.8. SISTEMÁTICA QUIRÚRGICA CON GUÍAS FACILITATE™.

Realizamos la fase quirúrgica del estudio donde se colocaron un total de ciento veinte implantes in vitro sobre los treinta modelos mandibulares, empleando para ello las guías quirúrgicas estereolitográficas que nos mandó Materialise™.



Fig. 39: Grupos del estudio: mandíbulas, modelos de confirmación y guías estereolitográficas y estructuras CAD/CAM sobre modelos de trabajo.

Se repartieron los treinta modelos mandibulares en cinco grupos de seis modelos cada uno, y en cada grupo se empleo para colocar los implantes una guía quirúrgica estereolitográfica de fresado independiente, tornillos de fijación para cada guía quirúrgica independientes y un paquete de fresas de osteotomía independientes.

Previamente a la cirugía, conectamos los transportadores de 7mm de altura a cada uno de los cuatro implantes a colocar. Esta conexión se acopla con la cabeza del implante y no requiere torque. Este transportador permite que el implante entre guiado a través de los tubos de titanio de la guía quirúrgica y limita la profundidad de fijación del implante puesto que incorpora una rebaba en su extremo más distal a la conexión con el implante.



Fig. 40: Situación previa a la cirugía del Grupo 1.

Una vez preparada la fase prequirúrgica, se procede a realizar la cirugía de implantes que engloba los siguientes procedimientos quirúrgicos que a continuación se describen. Lo primero es la verificación del encaje de la guía sobre el modelo. En los casos del estudio, aunque se trata de una guía de soporte óseo in vitro, procedimos a la verificación del ajuste como si de un caso real sobre paciente se tratase. Lo segundo es inmovilización de la guía quirúrgica a la mandíbula a tratar mediante dos tornillos de fijación para evitar así la aparición de micromovimientos.



Fig. 41: Verificación del encaje y fijación de la guía número 1.

Lo tercero es la preparación de la zona de implantación. Los lechos de los implantes se preparan mediante una secuencia de fresado con unas fresas espirales con tope físico y con unas llaves de fresado FA de alturas determinadas (en nuestro caso de 4mm). La secuencia en nuestro proyecto para las treinta mandíbulas fue tanto para el fresado como para la inserción de los implantes, primero osteotomía del lecho del implante en posición 31, luego 41, después 42 y por último el 32, es decir primero los implantes mas mediales y por último los mas distales.

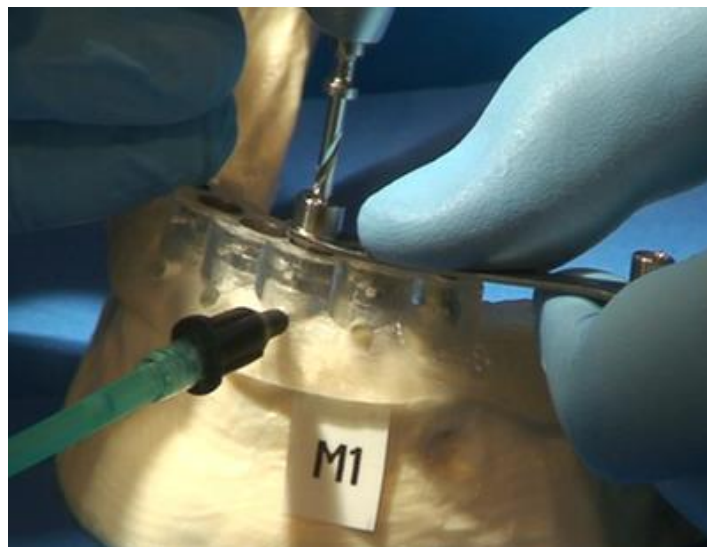


Fig. 42: Fresa de 2,0 milímetros de diámetro en el lecho 31.

El protocolo comienza con la fresa de diámetro 2,0mm (color blanco) y se emplea a través de la llave de fresado de 2mm de diámetro, luego se la siguiente fresa es la de 3,2mm (color verde) que de igual manera se utiliza con su llave de 3,2mm de diámetro para realizar el fresado hasta la profundidad delimitada por el tope y finalmente fresamos con la de 3,7mm (color negro) con ayuda de su llave de 3,7mm de diámetro.

Esta sistemática siempre la ejecutó un mismo operador, para evitar posibles variaciones y/o sesgos. La velocidad es la misma como en la indicación del fabricante para cirugía real (1200rpm) puesto que la densidad de la resina ofrece una buena resistencia al fresado. En cuanto a la irrigación, en nuestra cirugía in vitro, como se observa en la figura 42, se tomó el tubo del suero que se conecta en la cabeza del contraángulo del motor de implantes, y mediante un aplicador, se conectó a las fenestraciones vestibulares de cada implante y así de este modo se garantizó la refrigeración de la resina de los modelos.



Fig. 43: Conexión de los transportadores al destornillador.

El cuarto paso fue la instalación del implante. Se procede a conectar el destornillador al transportador unido al implante y una vez lo embocamos el implante en el lecho, se coge el contraángulo junto a la pieza Driver FA, y se termina de insertar el implante a través del cilindro correspondiente de la guía, con un torque de 30 Ncm.

La secuencia de inserción de los implantes fue la misma para las treinta mandíbulas, y fue igual a la empelada para las osteotomías de los lechos, es decir, primero los dos implantes que se encuentran en posición más central a cada lado de la línea media, y después los mas distales. De esta manera se pueden evitar posibles micromovimientos por flexión de las guías y evitar así posibles sesgos en la posición e inclinación final de los implantes.

A continuación se procedió a retirar los transportadores para remover la guía quirúrgica. Para ello se desatornilló el tornillo que fijaba el transportador a la cabeza del implante (figura 44).

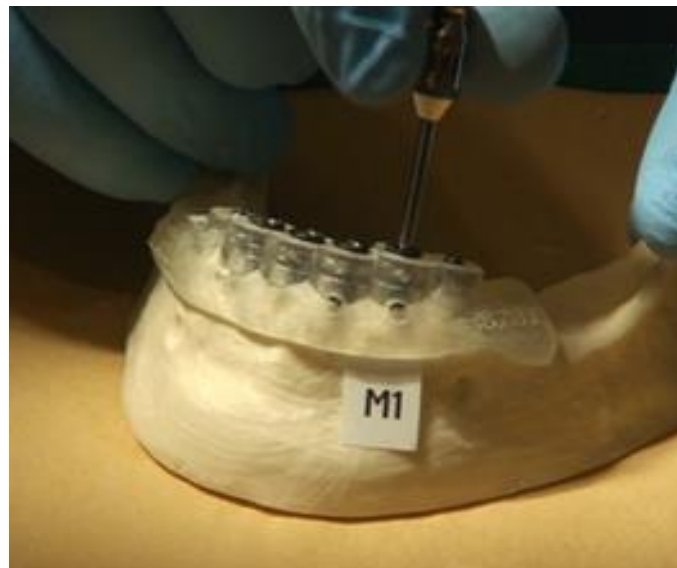


Fig. 44: Remoción de los cuatro transportadores.

Una vez que se aflojaron los cuatro transportadores de cada modelo, se procedió a aflojar los tornillos de fijación de la guía ubicados en la porción distal de cada lado de la férula y se prosiguió retirando la guía en sentido vertical con suavidad.

Se colocaron los ciento veinte implantes haciendo uso de las cinco guías quirúrgicas Facilitate™, utilizando una misma guía para cada grupo de seis modelos de resina. Tanto las guías como cada uno de los modelos fueron numerados, para evitar posibles confusiones. Los implantes fueron también insertados por un mismo operador para evitar al máximo posibles sesgos derivados de la técnica.





Fig. 45: Disposición final de los grupos después de la cirugía de implantes.

	Guía 1	Guía 2	Guía 3	Guía 4	Guía 5
	Estructura 1	Estructura 2	Estructura 3	Estructura 4	Estructura 5
Modelo	1	7	13	19	25
Modelo	2	8	14	20	26
Modelo	3	9	15	21	27
Modelo	4	10	16	22	28
Modelo	5	11	17	23	29
Modelo	6	12	18	24	30

Fig. 46: Distribución de los grupos y modelos del estudio.

## 4.9 COLOCACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS.

Una vez colocados los implantes, procedimos a atornillar cada mesoestructura CAD/CAM a cada una de las mandíbulas de su grupo correspondiente. Comenzamos con la estructura 1 la cual se atornilló sobre los seis modelos del grupo 1, es decir, las mandíbulas número 1, 2, 3, 4, 5 y 6. De igual manera se hizo para los grupos restantes.

El atornillado en nuestro caso se realiza manual por un mismo operador y se aplicaron 15 Ncm de torque con llave dinamométrica en cada tornillo sobre su pilar.



Fig. 47: Imagen de la mandíbula 5 con la estructura 1 atornillada.

#### **4.10 ESTUDIO EN MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO.**

Para realizar el estudio en el microscopio electrónico de barrido (MEB), se tomaron los treinta modelos mandibulares y se mandaron al Centro Nacional de Microscopía Electrónica, dónde con la ayuda del técnico D. Eugenio Baldonado, se procedió al análisis microscópico de las muestras comenzando con la estructura 1 la cual se atornilló uno a uno sobre los seis modelos del grupo 1, es decir, las mandíbulas número 1, 2, 3, 4, 5 y 6, y una a una se analizaron en el microscopio. Después, se completaron todos los estudios microscópicos de todos los modelos de los grupos 2, 3, 4 y 5 siguiendo la misma sistemática.

Para poder introducir dentro del microscopio cada uno de los modelos, necesitamos fragmentar cada uno de los modelos y analizar la porción de cada modelo que contiene los cuatro implantes y la estructura atornillada sobre los mismos. Para descomponer el modelo de igual manera en los treinta modelos, se delimitaron en todos



los márgenes, se confeccionó una llave de silicona de adicción 3m-ESPE y se procedió al recortado mediante el uso de un disco de diamante de pieza de mano.



Fig. 48: Situación inicial del modelo 1. Diseño del área a examinar.



Fig. 49: Fragmentación de mandíbula 1. Tamaño final de la muestra.

Para cualquier elemento que se desee introducir en el microscopio electrónico de barrido para su estudio, se requiere un posicionador de latón. El Centro de Microscopía dispone de varios tamaños de posicionadores, pero durante el estudio piloto ya se

determinó la necesidad de fabricar un posicionador de mayor tamaño que el mayor del que disponen en dicho centro. Las medidas de dicho posicionador se pueden observar en la figura 51. Esta tarea fue encomendada a la sección “Programa de asistencia técnica a la investigación” de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid. Una vez que se les facilitó las medidas y el diseño del posicionador que requeríamos, se nos fue entregado en un plazo de dos días.

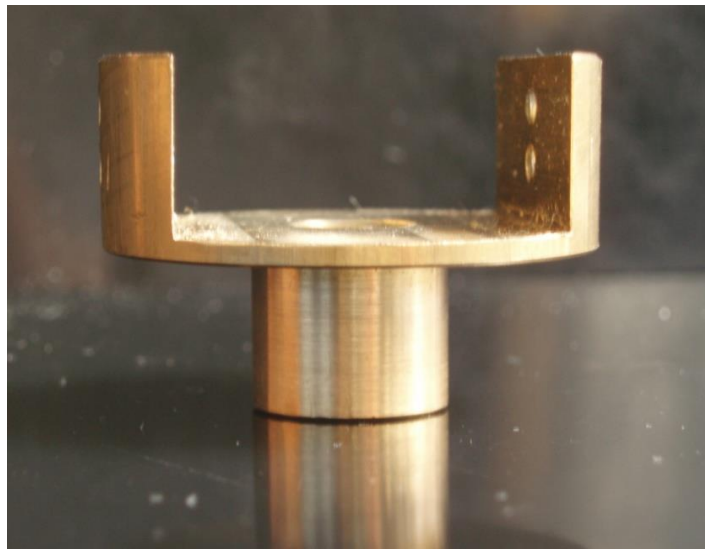


Fig. 50: Posicionador fabricado para nuestro estudio.

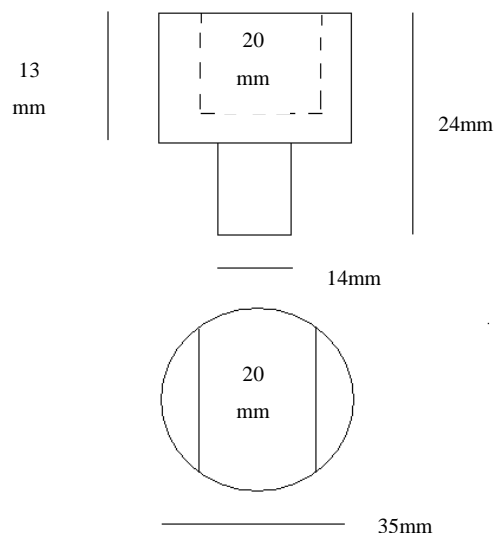


Fig. 51: Diseño del posicionador encargado.

El microscopio electrónico que se utiliza es un microscopio de Barrido tipo JEOL JSM 6400 (Tokyo, Japón), que se encuentra en el Centro de Nacional de Microscopía (UCM ), el cual permite una resolución 3D de 4nm en un voltaje de 20 Kv.



Fig. 52: Microscopio Electrónico Barrido JEOL JSM 6400.

Para realizar el análisis al MEB, las muestras han de estar previamente metalizadas para que la emisión de electrones no produzca imágenes con cargas que no sean nítidas. Dicho procedimiento también fue realizado en las instalaciones del Centro de Nacional de Microscopía, siempre por la técnico D. Ana Vicente.

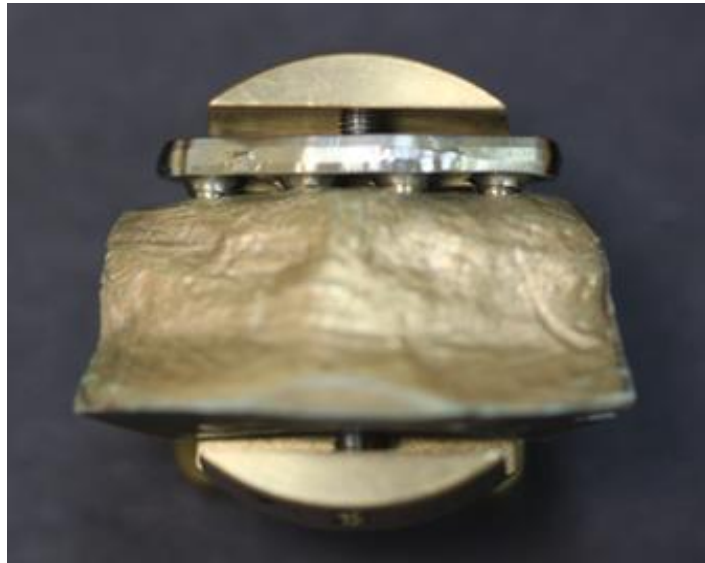


Fig. 53: Muestra metalizada, lista para ser analizada por MEB.

Se posiciona el primero de ellos con su estructura correspondiente sobre el portaobjetos de latón diseñado, se fija dicha muestra con dos tornillos transversales (fig. 53) y se han de esperar unos segundos hasta que se hace el vacío en esta precámara del microscopio, momento en el que ya se puede adentrar la preparación al interior de la cámara de vacío, para su posterior análisis. El sistema de medición consistió en analizar cada uno de los cuatro implantes de cada espécimen con la mesoestructura atornillada con torque 15Ncm sobre pilares de 45 grados, tanto por la cara vestibular como por la cara lingual de la muestra.

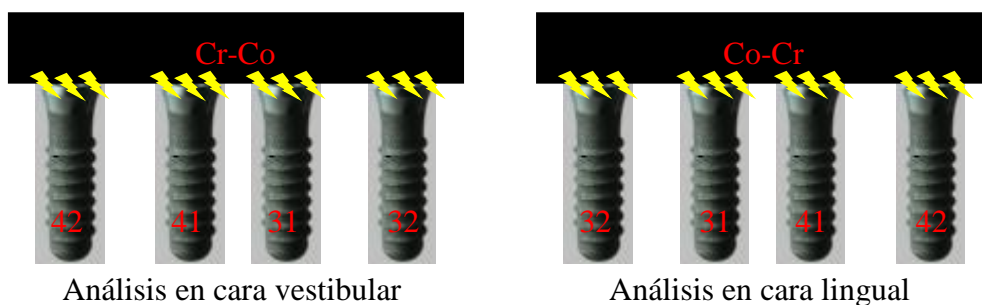


Fig. 54: Ilustración de las zonas medidas en cada modelo.

En todas las muestras se realizaron las mediciones siguiendo el siguiente protocolo. El atornillado se hizo siempre progresivamente y siguiendo un mismo orden, el cual era, primero el implante 31, después el implante 41, en tercer lugar el implante 42 y por último se atornilla el implante en posición 32. Se dispone cada fragmento de modelo a analizar en el portamuestras y se dispone paralelo al suelo dentro del microscopio. Una vez colocada la muestra, lo primero que se hace es analizar la cara vestibular y siempre en todas ellas el orden de análisis fue primero el implante en posición 42 y subsecuentemente los implantes 41, 31 y por último el implante 32. Para ello, primero en todos los implantes se recoge una imagen de a 25 aumentos en la que se observa la parte más coronal de cada implante, el pilar atornillado y permite inicialmente determinar de manera somera si hay o no un buen ajuste de la mesoestructura sobre ese pilar.



Fig. 55: Imagen a 25 aumentos desde vestibular del conjunto pilar-estructura en posición 42 del modelo número 3.

Una vez que se dispone de la imagen a 25 aumentos de cada implante por vestibular, se toma el primer implante, en nuestro caso, el de posición 42 y según nuestro protocolo se tomó una imagen a 250 aumentos de la parte más distal del implante 42, dónde se realizaron nueve mediciones. Para ello, se abren las imágenes con

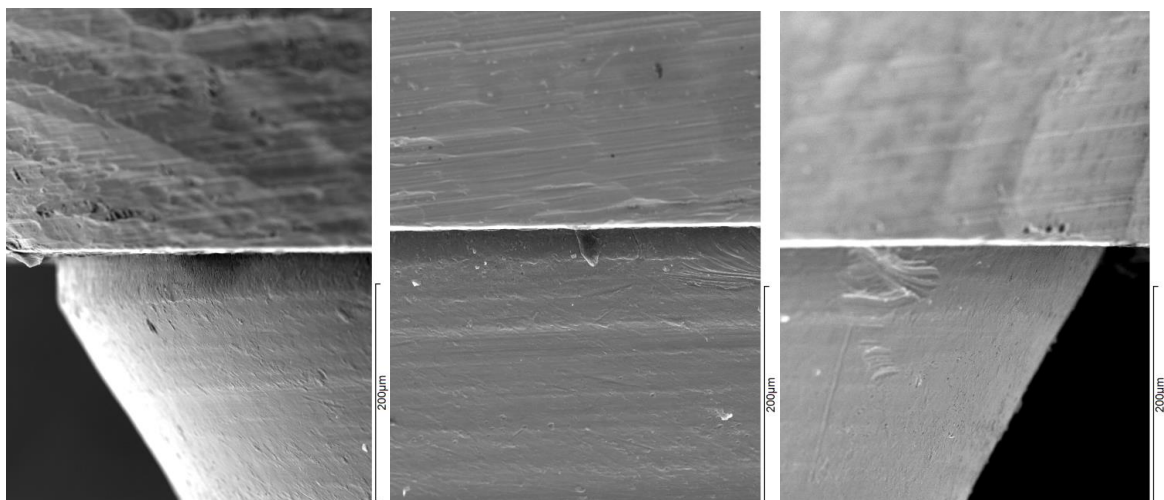


Fig. 56: Imágenes a 250 aumentos desde vestibular del implante 42 de modelo número 3. De izquierda a derecha: imagen de la parte distal, imagen del centro del implante y por último imagen de la parte mesial.

ayuda del software INCA (INCA microanalysis suite 4.04; Oxford Instruments, Abingdon, UK), y se divide en 8 partes equidistantes cada una de las imágenes a 250 aumentos, obteniéndose un total de 9 mediciones en cada imagen a 250 aumentos. A continuación se adquiere otra imagen a 250 aumentos, esta vez de la porción central del implante y mediante el mismo procedimiento se realizaron otras nueve mediciones mas, y finalmente en otra imagen de la porción mas mesial del mismo implante, donde se realizaron otras nueve mediciones. Del mismo modo se analizan el resto de los implantes por la cara vestibular y cuando se termina de hacer este proceso, se extrae la muestra del MEB, se desatornilla el espécimen del portamuestras y se le da la vuelta a la preparación para poder ser a continuación explorado al MEB por la parte lingual.

Para el análisis de la parte lingual de cada muestra, se introduce de nuevo la muestra con su estructura atornillada en el MEB pero volteada 180° respecto al análisis vestibular, y procedimos siempre con el análisis del implante 32, primero con una imagen a 25 aumentos y luego a continuación las imágenes de 25 aumentos de los implantes 31, 41, y finalmente 42 por lingual. Una vez se disponen de las cuatro imágenes de 25 aumentos de los cuatro implantes por lingual, se retoma el implante 32 y se analizan a 250 aumentos las porciones distal, central y mesial. En cada una de esas



imágenes, distal, centro y mesial, se realizan nueve mediciones de los posibles desajustes como se hizo en la parte vestibular.

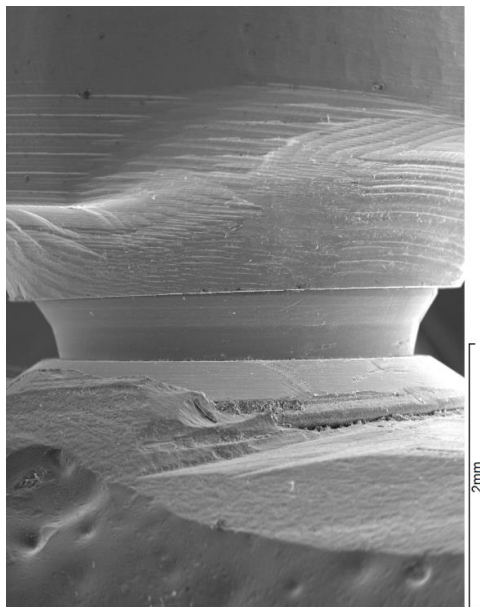


Fig. 57: Imagen a 25 aumentos desde lingual del conjunto pilar-estructura en posición 42 de modelo número 3.

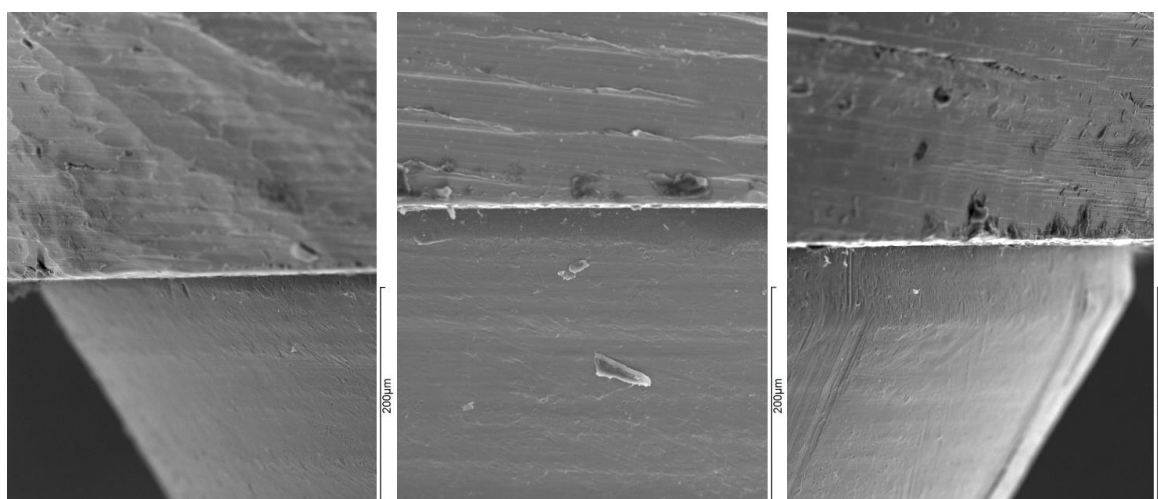


Fig. 58: De izquierda a derecha: Imágenes de la zona mesial, zona central, y zonadistal, todas desde lingual a 250 aumentos, del implante 42 del modelo mandibular número 3.

Se realizaron 54 mediciones de cada implante y finalmente un total de 6.480 mediciones (1.296 mediciones por grupo), todas ellas fueron realizadas por un mismo técnico, para evitar posibles sesgos de medición. Aunque estos resultados por sí solos nos ofrecen una información muy detallada de las posibles discrepancias marginales verticales de cada localización, en nuestro estudio optamos también por aunarlas, dando lugar una medida de discrepancia marginal vertical total por cada implante, denominada “discrepancia marginal vertical media por implante”, que se calcula haciendo la Media Aritmética cada uno de los grupos de nueve mediciones obtenidas de cada una de las seis imágenes (a 250 aumentos de mesial, centro y distal de cada implante tanto por la cara vestibular como por la cara lingual) de desajuste de cada implante.

Otra medida interesante que se determinó a partir de las mediciones individuales mencionadas, es la Media Aritmética de las cuatro discrepancias marginales verticales medias de los implantes, es decir, la “Media de discrepancia marginal vertical por mesoestructura”.

Estas dos variables se emplearan para el análisis estadístico descriptivo e inferencial de nuestro estudio.

#### **4.11 TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS.**

Tras recoger los datos correspondientes a las mediciones obtenidas en la microscopía electrónica de barrido, éstos fueron almacenados en una hoja de cálculo Microsoft Excel 2011 para proceder, posteriormente, al análisis estadístico de los mismos con el programa SPSS en su versión 14.0 (SPSS Inc, Chicago IL). Para ello contamos con el asesoramiento de Granadatos S.L, cuyo responsable del análisis estadístico fue el Dr. Juan José Granizo Martínez (Licenciado en Medicina y Cirugía, Especialista en Medicina Preventiva y Salud Pública).

Se realizó en primer lugar un estudio estadístico descriptivo de los datos y a continuación un análisis inferencial de los mismos, mediante pruebas paramétricas y no paramétricas que se especifican en el siguiente apartado.



## **5. RESULTADOS**

## **5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA DE CADA IMPLANTE.**

Comenzamos el tratamiento estadístico de los datos obtenidos con la descripción de las características de la variable dependiente “discrepancia marginal vertical”, objeto de nuestra investigación y que definimos como “la distancia, paralela al eje del implante, existente desde el margen de la estructura al margen del pilar del implante”. Se trata de una variable cuantitativa continua que se describe a partir de medidas de centralización y medidas de dispersión como más adelante se detalla.

Una vez dispuesta la matriz de datos de todos los modelos, comenzamos el análisis estadístico aplicando pruebas de normalidad. Para variables cuantitativas, se empleó el test de Kolmogorov-Smirnoff para cada uno de los treinta modelos mandibulares (ver Apéndice), y se demostró que todos los modelos en su distribución de datos cumplen principios Gaussianos o de normalidad, salvo en aquellas localizaciones cuyas mediciones tienen valor 0 micras de discrepancia, donde los principios de normalidad no se pudieron demostrar.

La primera parte del análisis de los datos se plasma en una estadística descriptiva, donde se han descrito la media de las discrepancias marginales verticales de cada implante (42, 41, 31 y 32) en cada uno de los treinta modelos mandibulares. Para ello, obtuvimos la media aritmética de las nueve medidas de cada localización, y a continuación se hizo la media aritmética de las seis localizaciones de cada implante. Se calculó también la varianza y la desviación típica de cada implante de cada modelo, y se determinaron también los Máximos, Mínimos y Percentiles 25, 50 (Mediana) y 75. A continuación se muestran una de las cuatro tablas que se recogen esos valores (tabla 1), en concreto los datos de los implantes en posición 42 en cada uno de los treinta modelos. Los datos de la estadística descriptiva de los demás implantes están recogidos en el apartado Apéndice.

Si se analizan las cuatro tablas de estadísticos descriptivos de cada implante (42, 41, 31 y 32), se observa que los resultados con menores discrepancias corresponden al implante 32. A continuación vamos a describir los desajustes de cada uno de ellos.

IMPLANT 42	Media	Desv. típ.	Mínimo	Máximo	Percentiles		
					25	50	75
Mandibula 1	18,633889	20,9862489	0,0000	45,0756	0,00000	12,945556	41,896389
Mandibula 2	9,665185	11,4990456	0,0000	27,4978	0,00000	7,352778	18,715278
Mandibula 3	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula 4	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula 5	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula 6	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula 7	5,766481	9,7057838	0,0000	24,6756	0,00000	1,235556	11,758056
Mandibula 8	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula 9	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula10	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula11	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula12	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula13	35,946111	38,6549250	0,0000	97,5622	4,19083	29,237778	64,928889
Mandibula14	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula15	18,877593	21,4631288	0,0000	53,5456	0,00000	12,600000	39,276389
Mandibula16	11,577593	16,4482551	0,0000	42,0511	0,00000	5,583889	22,697778
Mandibula17	5,786852	9,3511058	0,0000	21,5656	0,00000	0,000000	15,258056
Mandibula18	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula19	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula20	12,685926	18,6525311	0,0000	48,0200	0,00000	6,267222	23,675833
Mandibula21	8,073704	12,4477347	0,0000	32,0422	0,00000	3,337222	15,304722
Mandibula22	3,501850	6,4202845	0,0000	15,9344	0,00000	0,000000	7,79115
Mandibula23	31,790926	34,6293926	0,0000	71,1333	0,00000	26,437222	67,836667
Mandibula24	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula25	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula26	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula27	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula28	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula29	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000
Mandibula30	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,00000	0,000000	0,000000

Tabla 1: Estadísticos descriptivos de los implantes en posición 42 de todos los modelos del estudio.

Para el implante 32, se muestran discrepancias marginales verticales de 0 micras en 17 de los 30 modelos mandibulares. En 8 de los restantes modelos las discrepancias del implante 32 fueron mínimos, menores todos a 30 micras (mandíbulas 2, 7, 14, 15, 16, 18, 20 y 28), y de las 5 mandíbulas restantes, podemos decir que 3, en concreto las mandíbulas 22, 24 (grupo 4) y la mandíbula 1 (grupo 1), obtuvieron discrepancias que comprenden desde 33 a 45 micras. La que peor desajuste tuvo fue la número 12 (grupo 2) con valores que llegaron a máximos de más de 85 micras en alguna localización, seguida de la mandíbula 23 (grupo 4), que mostraba discrepancias con máximos de 54 micras.

Si fijamos el umbral de 30 micras como nivel aceptable de desajuste protético, en el caso de los implantes en posición 32, observamos que 25 mandíbulas de las 30 son aceptables, es decir un 83%. La tabla 2 muestra los implantes 32 con discrepancia marginal vertical media de 0 micras en color verde (17 mandíbulas), aquellos casos donde el implante 32 no obtuvo discrepancias marginales verticales que superasen las 30 micras en color ámbar (8 mandíbulas), y aquellas no aceptables con discrepancias marginales verticales mayores de 30 micras en implante 32 en color rojo (5 mandíbulas).

GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5
MB 1	MB 7	MB 13	MB 19	MB 25
MB 2	MB 8	MB 14	MB 20	MB 26
MB 3	MB 9	MB 15	MB 21	MB 27
MB 4	MB 10	MB 16	MB 22	MB 28
MB 5	MB 11	MB 17	MB 23	MB 29
MB 6	MB 12	MB 18	MB 24	MB 30

Tabla 2: Discrepancias marginales verticales de los implantes 32 en cada una de las mandíbulas y grupos.

El siguiente implante con menor desajuste fue el implante 31, seguido con muy poca diferencia del implante 42. El implante 31 mostro también discrepancias marginales verticales de 0 micras en 17 mandíbulas en color verde, pero en las restantes 13 mandíbulas las discrepancias fueron algo más elevadas que en el implante anterior. Encontramos 5 casos con discrepancias verticales inferiores siempre a 30 micras (mandíbulas 8, 12, 15, 17, 26) en color ámbar, por lo que por debajo del umbral de las 30 micras tenemos un total de 22 modelos, es decir un 73%.

De los 8 modelos restantes, todos en color rojo, 4 presentan discrepancias con máximos entre 30 y 45 micras, éstas son las mandíbulas 1 (grupo 1), la 14 (grupo 3), la 23 y la 24 (grupo 4). Algo peores resultados muestran las mandíbulas 4 (grupo 1), 7 (grupo 2) y 21 (grupo 4), pero nunca sobrepasaron la barrera de las 60 micras. La que peor cifras obtuvo fue la número 2, con entorno a 25 micras de media pero con máximos que superaban en alguna localización 60 micras.

GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5
MB 1	MB 7	MB 13	MB 19	MB 25
MB 2	MB 8	MB 14	MB 20	MB 26
MB 3	MB 9	MB 15	MB 21	MB 27
MB 4	MB 10	MB 16	MB 22	MB 28
MB 5	MB 11	MB 17	MB 23	MB 29
MB 6	MB 12	MB 18	MB 24	MB 30

Tabla 3: Discrepancias marginales verticales de los implantes 31 en cada una de las mandíbulas y grupos.

El implante 42 por su parte fue el que mayor número de localizaciones con 0 micras de discrepancia obtuvo, con un total de 19, pero sus discrepancias medias fueron algo mayores que en el caso de los implantes anteriores (31 y 32). El implante 42 obtuvo resultados con mínimas discrepancias en 3 casos, mandíbulas 7 (grupo 2), 17 (grupo 3) y 22 (grupo 4), cuyos máximos nunca superaban las 30 micras, por lo que casos aceptables son un total de 22 para el implante 42, es decir un 83%. Resultados algo más regulares para las mandíbulas 1 (grupo 1), 15 y 16 (grupo 3) y 20 (grupo 4) donde algún implante 42 mostró desajustes máximos entre 45 y 60 micras, y las peores fueron las mandíbulas 13 y 23 con discrepancias verticales máximas entre 70 y 100 micras.

GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5
MB 1	MB 7	MB 13	MB 19	MB 25
MB 2	MB 8	MB 14	MB 20	MB 26
MB 3	MB 9	MB 15	MB 21	MB 27
MB 4	MB 10	MB 16	MB 22	MB 28
MB 5	MB 11	MB 17	MB 23	MB 29
MB 6	MB 12	MB 18	MB 24	MB 30

Tabla 4: Discrepancias marginales verticales de los implantes 42 en cada una de las mandíbulas y grupos.

Finalmente, el implante 41 fue el implante que mas desajuste registró. Se obtuvieron 12 mandíbulas con 0 micras en dicho implante. De las 18 restantes, 6 casos reflejan discrepancias verticales siempre inferiores a 30 micras, en concreto la mandíbula 5 (grupo 1), mandíbula 8 (grupo 2), mandíbulas 13 y 17 (grupo 3), mandíbula 20 (grupo 4) y mandíbula 26 (grupo 5), por lo que para el implante 41 fueron aceptables fueron 18 mandíbulas de 30, es decir un 60%. La que peores resultados mostró fue la mandíbula 14 (grupo 3) con discrepancias medias de 115 micras y máximos de más de 145 micras, seguida de la mandíbula 23 (grupo 4) con discrepancias medias de 67 micras y con máximos de más de 129 micras y finalmente las mandíbulas número 22 (grupo 4) con máximos de 124 micras y la 18 (grupo 3) con discrepancias medias de más de 78 micras pero menor desviación estándar que mandíbula 23 y máximos de poco mas de 100 micras.

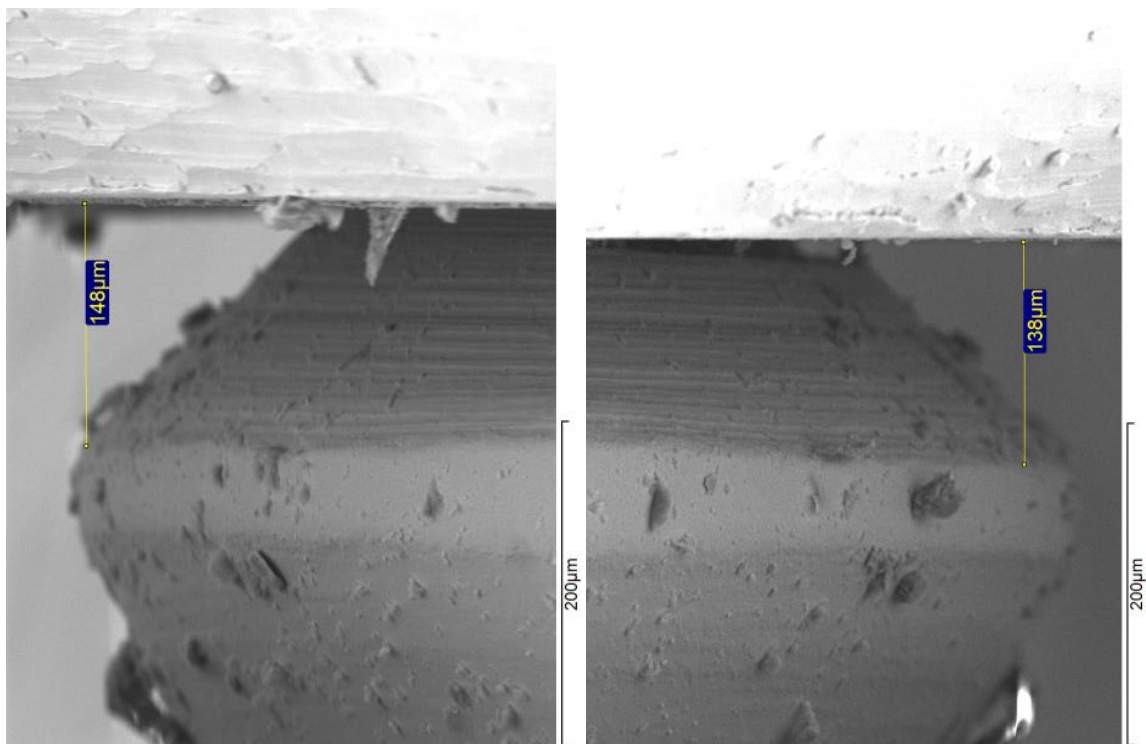


Fig. 59: Imagenes del implante 41 mesial de la mandíbula 14. A la izquierda: vista desde lingual con discrepancias de 148 micras. A la derecha: vista vestibular con cifras de 138 micras.

GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5
MB 1	MB 7	MB 13	MB 19	MB 25
MB 2	MB 8	MB 14	MB 20	MB 26
MB 3	MB 9	MB 15	MB 21	MB 27
MB 4	MB 10	MB 16	MB 22	MB 28
MB 5	MB 11	MB 17	MB 23	MB 29
MB 6	MB 12	MB 18	MB 24	MB 30

Tabla 5: Discrepancias marginales verticales de los implantes 41 en cada una de las mandíbulas y grupos.  
En verde las de 0 micras, en ámbar las menores de 30 micras y en rojo las mayores de 30 micras.

IMPL	N	Media	Desviac. típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
31	30	4,884889	7,942091	1,450020	1,919263	7,850515	0,00000	23,840185
32	30	3,725839	7,987981	1,458399	0,743078	6,708600	0,00000	38,736111
41	30	19,674154	29,008439	5,296192	8,842224	30,506083	0,00000	115,18351
42	30	5,4102036	9,578789	1,584481	1,833427	8,986979	0,00000	35,946111
Total	120	8,4237718	17,357181	1,486135	5,286340	11,561203	0,00000	115,18351
Varianza entre componentes							47,9145899	

Tabla 6: Estadísticos descriptivos de los desajustes de cada implante sobre el total.

Como bien se aprecia en la tabla 6, los estadísticos descriptivos de todos los implantes estratificados según su posición (31, 32, 41 y 42), muestran que el grupo de implantes con la media aritmética ( $\bar{x}$ ) de menor magnitud fue el implante 32 (3,72 micras), los implantes en posiciones 31 y 42 obtuvieron medias de desajustes algo mayores que el implante 32 pero muy similares entre ellos (4,88 micras y 5,41 micras respectivamente), mientras que el implante 41 obtuvo una magnitud de su media mucho más elevada (19,67 micras) y con una desviación estándar (D.S) de 29 micras.

Para una correcta representación gráfica de todos los datos descriptivos de los implantes 31, 32, 41 y 42, primero nos tenemos que fijar en el test de ANOVA (tabla 21), donde la suma de cuadrados está estratificada en intergrupos y en intragrupos, y podemos observar que la suma de cuadrados que aporta al total cada uno de esos dos estratos es muy diferente y mucho mayor en el caso del análisis intragrupos. En este caso dividimos la suma de cuadrados que aporta el intragrupo entre el total y obtenemos:  $30743,692/35851,101 = 0,857$ . Esto significa que de toda la variabilidad, el 85,7% es variabilidad intragrupos (en este caso, entre implantes del mismo grupo (1, 2, 3, 4 ó 5)), y 14,3% restante es debido a diferencias entre grupos.

De manera más concreta, cada uno de los implantes (42, 41, 31 y 32) se puede comparar con el valor de la media de los implantes de su misma posición (42, 41, 31 y 32) y con su desviación estándar, tanto del total de la muestra (Z total) como de cada grupo (Z grupo). Ésto se denomina puntuación tipificada (Z).

$$Z = \frac{\text{Discrepancia vertical media implante} - \text{media (de ese grupo)}}{\text{Desviación típica}}$$

De esta forma podemos establecer cuantas desviaciones típicas está por encima (datos Z positivos) o por debajo de la media (datos Z negativos) un implante en concreto respecto a lo demás de su misma posición. Lo normal en una distribución Gaussiana como la nuestra, es que la mayoría de los datos (68,2%) estén 1,96 desviaciones típicas (D.T) por encima y por debajo de la media. A continuación de muestran los datos de las puntuaciones tipificadas de todos y cada uno de los 120 implantes totales, repartidas según su localización, y comparando con el total (Z total) y con el total dentro de su grupo (Z Grupo), y con un asterisco (\*) se marcan las discrepancias que están con desviaciones mayores a 1,96 veces la D.T. También en el diagrama de caja o box plot, aparecen esos datos con elevada dispersión con asterisco (\*), pero en el caso de dicho gráfico se muestran los datos respecto a la puntuación tipificada del total (Z total).



	<b>Implante</b>	<b>Media</b>	<b>Z Total</b>	<b>Z Grupo</b>
man 1	42	18,63	1,36	1,77
man 2	42	9,67	0,42	0,63
man 3	42	0,00	-0,59	-0,60
man 4	42	0,00	-0,59	-0,60
man 5	42	0,00	-0,59	-0,60
man 6	42	0,00	-0,59	-0,60
man 7	42	5,77	0,01	<b>2,04*</b>
man 8	42	0,00	-0,59	-0,41
man 9	42	0,00	-0,59	-0,41
man 10	42	0,00	-0,59	-0,41
man 11	42	0,00	-0,59	-0,41
man 12	42	0,00	-0,59	-0,41
man 13	42	35,95	<b>3,18*</b>	1,74
man 14	42	0,00	-0,59	-0,87
man 15	42	18,88	1,39	0,50
man 16	42	11,58	0,62	-0,03
man 17	42	5,79	0,02	-0,45
man 18	42	0,00	-0,59	-0,87
man 19	42	0,00	-0,59	-0,78
man 20	42	12,69	0,74	0,28
man 21	42	8,07	0,26	-0,11
man 22	42	3,50	-0,22	-0,48
man 23	42	31,79	<b>2,75*</b>	1,86
man 24	42	0,00	-0,59	-0,60
man 25	42	0,00	-0,59	0,00
man 26	42	0,00	-0,59	0,00
man 27	42	0,00	-0,59	0,00
man 28	42	0,00	-0,59	0,00
man 29	42	0,00	-0,59	0,00
man 30	42	0,00	-0,59	0,00

Tabla 7: Puntuación tipificada de implante 42.

Para los implantes en posición 42, solo en el caso de los modelos 13 y 23, las discrepancias marginales verticales medias de dicho implante están por encima 1,96 veces la D.T respecto al total (Z Total), siendo en el modelo 13 la desviación mas de 3 veces la D.T y en modelo 23 mas de 2,5 veces D.T de la media. Respecto a su propio grupo (Z Grupo), solamente la mandíbula 7 presenta valores anormales que están algo más de 2 veces la D.T por encima de la media (tabla 7).

	Implante	Media	Z Total	Z Grupo
man 1	41	8,82	-0,37	-0,32
man 2	41	47,17	0,95	1,80
man 3	41	0,00	-0,68	-0,81
man 4	41	23,45	0,13	0,49
man 5	41	8,30	-0,39	-0,35
man 6	41	0,00	-0,68	-0,81
man 7	41	10,16	-0,33	1,77
man 8	41	5,32	-0,49	0,64
man 9	41	0,00	-0,68	-0,60
man 10	41	0,00	-0,68	-0,60
man 11	41	0,00	-0,68	-0,60
man 12	41	0,00	-0,68	-0,60
man 13	41	2,72	-0,58	-0,97
man 14	41	115,18	<b>3,29*</b>	1,60
man 15	41	28,74	0,31	-0,37
man 16	41	38,87	0,66	-0,14
man 17	41	6,97	-0,44	-0,87
man 18	41	78,00	<b>2,01*</b>	0,75
man 19	41	0,00	-0,68	-1,32
man 20	41	8,92	-0,37	-0,99
man 21	41	35,14	0,53	-0,02
man 22	41	60,06	1,39	0,91
man 23	41	67,02	1,63	1,17
man 24	41	42,38	0,78	0,25
man 25	41	0,00	-0,68	-0,41
man 26	41	3,01	-0,57	<b>2,04*</b>
man 27	41	0,00	-0,68	-0,41
man 28	41	0,00	-0,68	-0,41
man 29	41	0,00	-0,68	-0,41
man 30	41	0,00	-0,68	-0,41

Tabla 8: Puntuación tipificada de implante 41.

Para los implantes en posición 41, cuando lo comparamos respecto al total (Z Total), solo en el caso de los modelos 14 y 18, las discrepancias medias de dicho implante están por encima 1,96 veces la D.T. Concretamente para el modelo 14, el implante 41 tiene discrepancias verticales de media casi 3,5 veces la D.T por encima de la media y en el modelo 18 el implante 41 tiene un discrepancia vertical media que esta mas de 2 veces la D.T por encima de la media. En la comparación dentro del grupo (Z Grupo), solamente alcanza valores anormales la mandíbula 26 en el grupo 5 con algo mas de 2 veces la D.T (tabla 8).

	<b>Implante</b>	<b>Media</b>	<b>Z Total</b>	<b>Z Grupo</b>
man 1	31	11,90	0,88	0,35
man 2	31	23,76	<b>2,38*</b>	1,54
man 3	31	0,00	-0,61	-0,84
man 4	31	14,71	1,24	0,63
man 5	31	0,00	-0,61	-0,84
man 6	31	0,00	-0,61	-0,84
man 7	31	23,84	<b>2,39*</b>	<b>2,02*</b>
man 8	31	3,26	-0,20	-0,15
man 9	31	0,00	-0,61	-0,50
man 10	31	0,00	-0,61	-0,50
man 11	31	0,00	-0,61	-0,50
man 12	31	1,22	-0,46	-0,37
man 13	31	0,00	-0,61	-0,59
man 14	31	17,17	1,55	<b>1,96</b>
man 15	31	2,06	-0,36	-0,28
man 16	31	0,00	-0,61	-0,59
man 17	31	4,58	-0,04	0,09
man 18	31	0,00	-0,61	-0,59
man 19	31	0,00	-0,61	-0,79
man 20	31	0,00	-0,61	-0,79
man 21	31	12,09	0,91	0,54
man 22	31	0,00	-0,61	-0,79
man 23	31	22,44	<b>2,21*</b>	1,68
man 24	31	8,46	0,45	0,14
man 25	31	0,00	-0,61	-0,41
man 26	31	1,07	-0,48	<b>2,03*</b>
man 27	31	0,00	-0,61	-0,41
man 28	31	0,00	-0,61	-0,41
man 29	31	0,00	-0,61	-0,41
man 30	31	0,00	-0,61	-0,41

Tabla 9: Puntuación tipificada de implante 31.

Para los implantes en posición 31, fueron 3 los modelos donde la media de las discrepancias marginales verticales de dicho implante están por encima 1,96 veces la D.T en el total (Z Total). Concretamente los modelos 2, el 7, y el 23 con discrepancias 2,38 veces la D.T, 2,39 veces la D.T y 2,21 veces la D.T respectivamente). Al comparar éstos con los demás implantes 31 de su grupo (Z grupo), las mandíbulas 7 y 26 registran discrepancias con algo mas de 2 veces la D.T y la mandíbula 14 muestra valores de discrepancias que están justo en el umbral con 1,96 veces la D.T.

	<b>Implante</b>	<b>Media</b>	<b>Z Total</b>	<b>Z Grupo</b>
man 1	32	13,77	1,26	<b>2,73</b>
man 2	32	5,66	0,24	1,14
man 3	32	0,00	-0,47	-0,58
man 4	32	0,00	-0,47	-0,58
man 5	32	0,00	-0,47	-0,58
man 6	32	0,00	-0,47	-0,58
man 7	32	7,40	0,46	-0,02
man 8	32	0,00	-0,47	-0,50
man 9	32	0,00	-0,47	-0,50
man 10	32	0,00	-0,47	-0,50
man 11	32	0,00	-0,47	-0,50
man 12	32	38,74	<b>4,38*</b>	<b>2,00</b>
man 13	32	0,00	-0,47	-1,24
man 14	32	1,07	-0,33	0,06
man 15	32	1,65	-0,26	0,77
man 16	32	1,72	-0,25	0,86
man 17	32	0,00	-0,47	-1,24
man 18	32	1,64	-0,26	0,76
man 19	32	0,00	-0,47	-0,95
man 20	32	2,79	-0,12	-0,54
man 21	32	0,00	-0,47	-0,95
man 22	32	13,88	1,27	1,10
man 23	32	15,25	1,44	1,30
man 24	32	6,73	0,38	0,04
man 25	32	0,00	-0,47	-0,41
man 26	32	0,00	-0,47	-0,41
man 27	32	0,00	-0,47	-0,41
man 28	32	1,47	-0,28	<b>2,04</b>
man 29	32	0,00	-0,47	-0,41
man 30	32	0,00	-0,47	-0,41

Tabla 10: Puntuación tipificada de implante 32.

Para los implantes en posición 32, sólo en el modelo 12 se observaron discrepancias medias por encima de 1,96 veces la D.T, concretamente fueron 4,38 veces la D.T por encima de la media. Es el implante que mas desviación presenta respecto al resto de implantes colocados en esa localización mostrando un valor que se separa muchísimo de la media, hecho que es muy extraño y peculiar. En el análisis intragrupo, las mandíbulas 12 y 28 estan algo mas de 2 veces la respectivas D.T por encima de los demás de su grupo y la mandíbula 1 es la peor con cifras 2,73 veces la D.T.

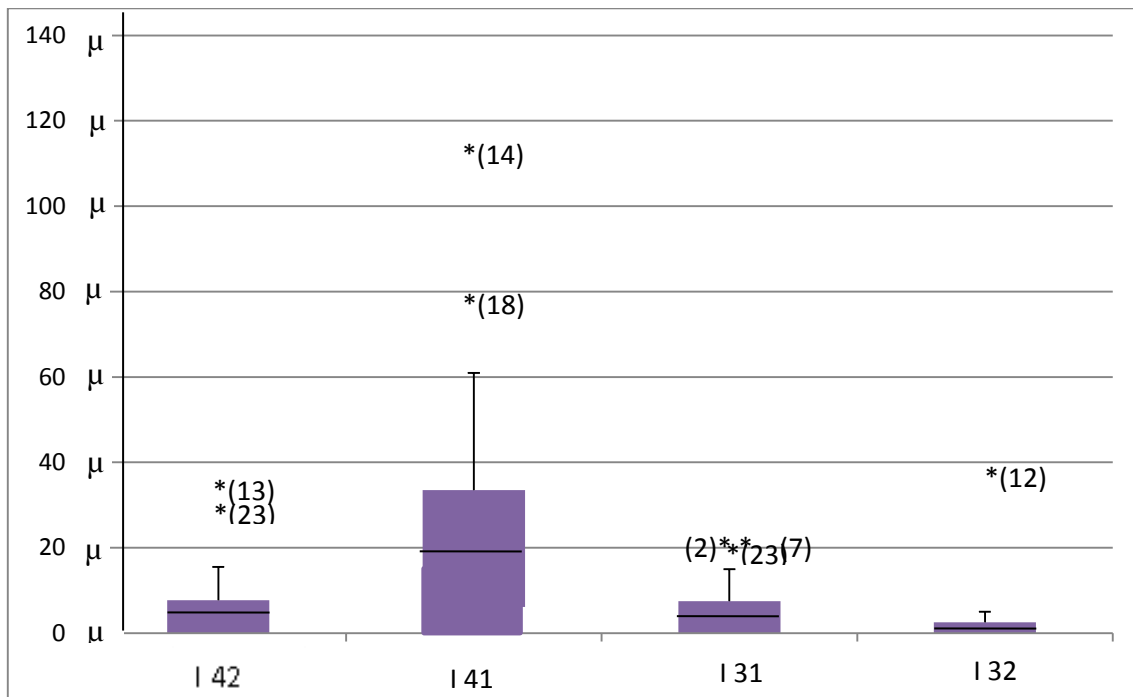


Fig. 60: Gráfica de Caja o Box Plot de los implantes 42, 41, 31 y 32.

La figura 60 muestra en el diagrama de caja la distribución de los datos de todos los implantes, representando gráficamente los datos de las cuatro tablas anteriores (tablas 7-10). Como ya se ha comentado, los valores que se muestran con un asterisco (\*) son aquellos que están por encima de la media y del rango de 1,96 veces el valor de la desviación estándar de cada grupo. En concreto para el caso del implante 32, la mandíbula 12 mostró una media de 38,73 micras y está marcado con (\*). En el caso del implante 31, son las mandíbulas 2, 7 y 23 las que se muestran con (\*) dado que presentan medias de discrepancias verticales entre las 22 micras y casi las 24 micras. En el caso del implante 42, se desvían en exceso las mandíbulas 13 y 23 con 35,94 micras y 31,79 micras de media respectivamente. Para el caso del peor implante, es decir el 41, presenta las mandíbulas 14 y 18 con valores de medias de discrepancias muy acentuados, en concreto 115,18 micras y 78 micras respectivamente.

Si el análisis comparativo lo hacemos ahora entre cada uno de los cinco grupos y no por cada implante, se observa que en cuanto al Grupo 1, los modelos 3 y 6 mostraron un ajuste perfecto con 0 micras de discrepancia en todas las localizaciones de todos sus implantes. El modelo mandibular 5 solo mostró dos localizaciones con discrepancias mayores de 0 micras, concretamente en un mismo implante, el 41, y en la porción distal tanto en la parte vestibular como lingual del mismo, próximas a 30 micras. El resto de modelos de este grupo, es decir, los modelos 1, 2 y 4, sí tenían varias localizaciones con discrepancias más notables. El modelo 4 presenta menores localizaciones desajustadas y relevantes que los modelos 1 y 2, y sólo hay discrepancias en los implantes centrales (31 y 41) y mayores en la porción lingual donde oscilan entre 30 y 60 micras. El modelo 1 muestra discrepancias en todos sus implantes pero no superan 50 micras y tanto en vestibular como en lingual, éstas se concentran en distal de los implantes 42 y 41, y mesial de 31 y 32. En el resto de localizaciones no hay desajustes. El modelo 2 mostró discrepancias importantes en los implantes mas centrales (31 y 41), como le pasaba al modelo 4 pero con valores comprendidos entre las 30 y 75 micras y más elevados concretamente en implante 41.

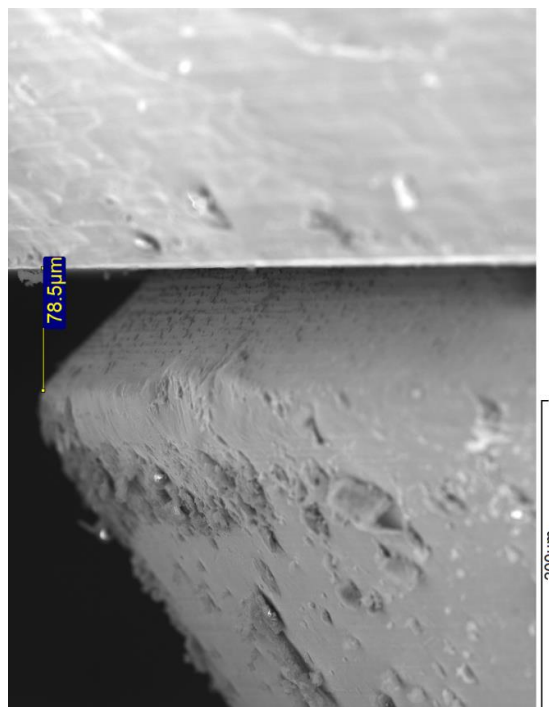


Fig. 61: Modelo 2. Vista desde vestibular del implante 41 distal y su discrepancia.

Si observamos cada uno de los implantes del Grupo 1, el implante que mas discrepancias obtuvo en estos seis primeros modelos fue el implante 41 ( $\chi=14,62$  micras y D.S.=18,10 micras), seguido del implante 31 ( $\chi=8,39$  micras y D.S.=9,99 micras), y después los implantes mas distales (32 y 42) con medias y desviaciones típicas muy parecidas. Los mayores discrepancias en este grupo se produjeron en el implante 41 en el modelo 2 (78,50 micras) seguido del implante 31 en el mismo modelo (64,40 micras) y en tercer lugar el implante 41 del modelo 4 (60,90 micras).

GRUPO 1	N	Media	Desviac. típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
IMPLANT					Límite inferior	Límite superior		
31	6	8,3946	9,99622	4,08094	-2,0958	18,8850	0,00	23,76
32	6	3,2379	5,63388	2,30002	-2,6745	9,1503	0,00	13,77
41	6	14,6229	18,10278	7,39043	-4,3748	33,6206	0,00	47,17
42	6	4,7165	7,83792	3,19982	-3,5089	12,9419	0,00	18,63
Total	24	7,7430	11,54823	2,35727	2,8666	12,6194	0,00	47,17

Tabla 11: Datos de los estadísticos descriptivos de todos los implantes del grupo 1.

En cuanto al Grupo 2, los modelos 9, 10 y 11 mostraron un ajuste perfecto con discrepancias de 0 micras en todas sus localizaciones. El modelo 8 mostró casi todas las localizaciones 0 micras salvo en los implantes mas centrales (31 y 41), donde se registraron leves discrepancias en algunos puntos que nunca superaron las 17 micras. El modelo 7 obtuvo ligeras discrepancias también en los implantes centrales siendo mayores que en modelo 8 (implante 31 casi con 60 micras). Por último el modelo 12 obtuvo todas las localizaciones 0 micras pero en el implante 32 se detectaron desajustes importantes por vestibular y algunos en lingual que rondaban entre 40 y 90 micras.

Si observamos cada uno de los implantes del grupo 2, el implante que mas desajustes obtuvo en estos seis segundos modelos fue el implante 32 ( $\chi=7,68$  micras y D.S.=15,49 micras), seguido del implante 31 ( $\chi=4,72$  micras y D.S.=9,45 micras), y después los implantes 41 y 42 con pequeños desajustes, siendo el 42 el mejor ( $\chi=0,96$  y D.S.=2,35 micras). Es un hecho relevante ya que los implantes 32 y 31 son

respectivamente los que mejores resultados obtienen en el total. Los mayores desajustes en este grupo se produjeron en el implante 32 en el modelo 12 (90,36 micras) seguido del implante 31 en el modelo 7 (58,70 micras) y en tercer lugar el implante 41 del mismo modelo 7 (33,10 micras).

GRUPO 2	N	Media	Desviac. típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
IMPLANT					Límite inferior	Límite superior		
31	6	4,7201	9,45291	3,85913	-5,2001	14,6404	0,00	23,84
32	6	7,6894	15,49509	6,32585	-8,5718	23,9505	0,00	38,74
41	6	2,5795	4,27997	1,74729	-1,9120	7,0711	0,00	10,16
42	6	0,9611	2,35416	0,96108	-1,5095	3,4316	0,00	5,77
Total	24	3,9875	9,13395	1,86446	0,1306	7,8445	0,00	38,74

Tabla 12: Datos de los estadísticos descriptivos de todos los implantes del grupo 2.

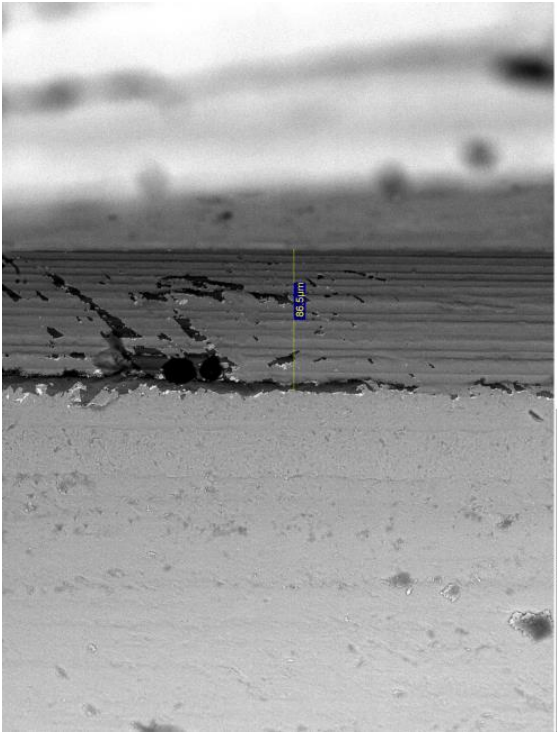


Fig. 62: Implante 32, mandíbula 12.  
Discrepancia en centro 86,5 micras.



En cuanto al Grupo 3 ningún modelo obtuvo un ajuste perfecto en todas sus localizaciones. El modelo con menor desajuste es el modelo 17, donde todas sus localizaciones son 0 micras en vestibular pero en lingual presenta varios desajustes aunque sus magnitudes no superan las 30 micras en ningún punto. Los modelos 13 y 18 tienen casi en todas las localizaciones un ajuste perfecto e incluso mas homogéneo que en el anterior, pero en ambas hay un implante, concretamente el implante 42 en la mandíbula 13 y en el implante 41 en la mandíbula 18, donde las discrepancias superan las 100 micras en algún punto. Las mandíbulas 15 y 16 presentan muchas similitudes en las localizaciones de los desajustes y en sus magnitudes, siendo más notable en ambas en los implantes 41 y 42, y concretamente mucho mas en la parte lingual del implante 41, cuyos valores máximos son 71,50 micras y 86,87 micras respectivamente. Donde mayor valor de desajuste se encontro en este grupo es en el modelo 14 concretamente en el implante 41, con valores que por vestibular llegaron a alcanzar 139,77 micras y en lingual 149 micras, seguidamente encontramos el implante 41 del modelo 18 con un máximo de 105 micras en lingual y en tercer lugar el implante 42 del modelo 13 con un valor máximo de 101,42 micras también en lingual.

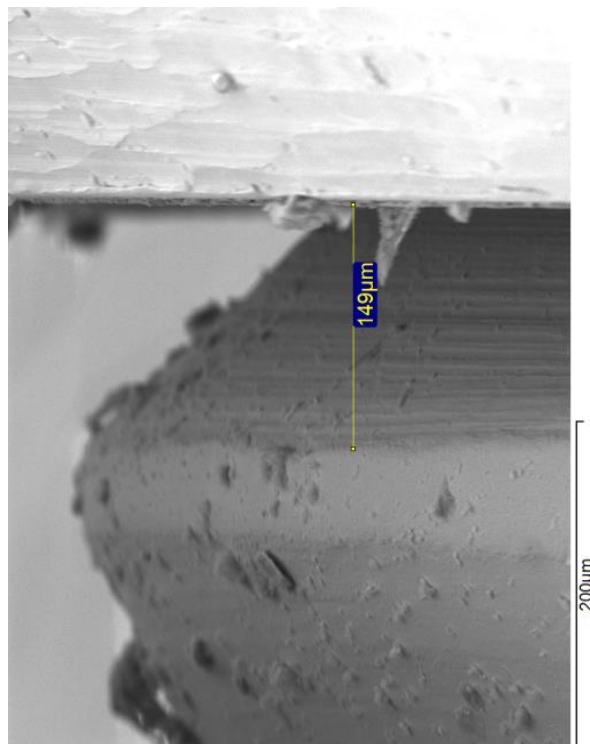


Fig. 63: Implante 41, mandíbula 14.

Discrepancia en mesial de 149 micras.

GRUPO 3	N	Media	Desviac. típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
IMPLANT					Límite inferior	Límite superior		
31	6	3,9670	6,71582	2,74172	-3,0808	11,0149	0,00	17,17
32	6	1,0151	0,82040	0,33493	0,1541	1,8760	0,00	1,72
41	6	45,0813	43,70427	17,84219	-0,7836	90,9461	2,72	115,18
42	6	12,0314	13,76585	5,61989	-2,4150	26,4777	0,00	35,95
Total	24	15,5237	28,05747	5,72721	3,6761	27,3713	0,00	115,18

Tabla 13: Datos de los estadísticos descriptivos de todos los implantes del grupo 3.

El implante 32 es el que mejor ajuste mostró en este grupo ( $\chi=1,01$  micras y D.S=0,82 micras), seguido del 31 ( $\chi=3,96$  micras y D.S=6,71 micras), después el 42 ( $\chi=12,03$  micras y D.S=13,76 micras), y por último el 41 ( $\chi=45,08$  micras y D.S=43,70 micras).

En cuanto al Grupo 4 el único modelo que obtuvo todas sus mediciones con cifras de 0 micras fue el modelo 19. La siguiente mandíbula de este grupo que mostró buenos resultados sin ser perfectos, es el modelo 20. Éste solo mostró desajustes por encima de 30 micras en una localización, concretamente en el implante 42 en la localización mesial-vestibular. Los modelos 24 y 21 obtuvieron similar número de zonas con desajustes y en similares implantes y localizaciones (implantes centales) con desajustes mayores de 30 micras, siendo algo peores los resultados en el caso del modelo 21. En los implantes 41 se obtuvieron las peores cifras donde fueron próximas a 80 micras para la mandíbula 24, y a 90 micras para la mandíbula 21.

GRUPO 4	N	Media	Desviac. típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
IMPLANT					Límite inferior	Límite superior		
31	6	7,1638	9,09047	3,71117	-2,3761	16,7037	0,00	22,44
32	6	6,4417	6,77271	2,76495	-0,6659	13,5492	0,00	15,25
41	6	35,5858	26,87354	10,97108	7,3838	63,7879	0,00	67,02
42	6	9,3421	12,04490	4,91731	-3,2983	21,9824	0,00	31,79
Total	24	14,6333	19,24474	3,92832	6,5070	22,7597	0,00	67,02

Tabla 14: Datos de los estadísticos descriptivos de todos los implantes del grupo 4.

En los modelos restantes (22 y 23), algunas localizaciones superan las 120 micras, como es el caso del implante 41 de ambos, siendo mayor el desajuste en el modelo 23, donde además todos los implantes tanto por vestibular como por lingual, mostraron desajustes elevados que oscilaban entre 26 y 80 micras.

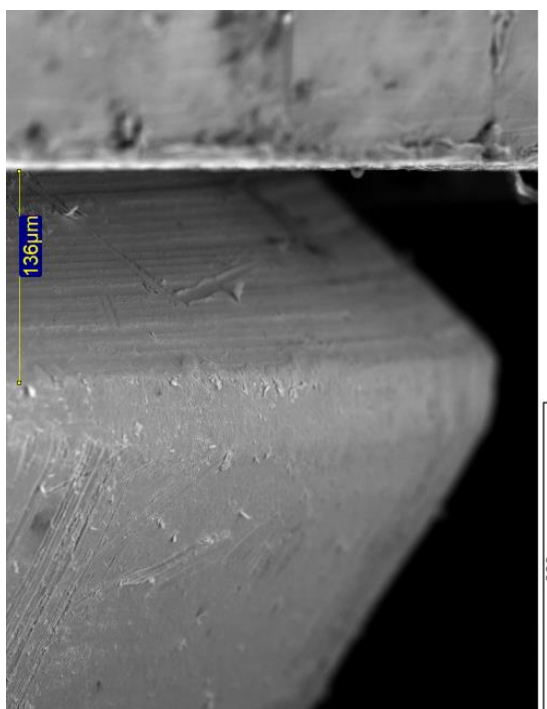


Fig. 64: Implante 41, mandíbula 23.

Discrepancia 136 micras.

Si observamos cada uno de los implantes del Grupo 4, el implante que mas desajustes obtuvo en esos modelos fue el implante 41 ( $\chi=35,58$  micras y D.S=26,81 micras), seguido de los implantes 31 y 42 con cifras parecidas aunque mejor resultados para el 31 ( $\chi=7,16$  micras y D.S=9,09 micras), y después el implante 32 con pequeños desajustes ( $\chi=6,44$  micras y D.S=6,77 micras). Los mayores desajustes en este grupo se produjeron en el implante 41 en el modelo 23 (136 micras) seguido del implante 41 en el modelo 22 (125,54 micras) y en tercer lugar el implante 41 del modelo 21 (86,90 micras). Observando estos resultados, se observa que este grupo muestra unos resultados muy acordes con lo que ocurre en los resultados totales de todas las mandíbulas del estudio.

Al analizar el Grupo 5 se observa que los modelos que tienen un ajuste perfecto son 4 (modelo 25, 27, 29 y 30). El resto de los modelos (26 y 28) solo presentan alguna localización con desajustes solamente en la cara lingual (en vestibular todo tiene discrepancias de 0 micras en todos). El modelo 28 solo tiene una localización con desajuste, es el implante 32 en el centro con un máximo de 10,10 micras. El modelo 26 por su parte, presenta ligerísimos desajustes en el implante 31 con 11 micras de máximo y en el implante 41 en lingual un máximo próximo a 20 micras. Este grupo último es el que mejor ajuste muestra entre sus implantes y su mesoestructura, siendo un grupo muy homogéneo y con muy poca variación intragrupo tal y como vemos en los estadísticos descriptivos se adjuntan a continuación.

En cuanto a sus implantes, el que mejores cifras de discrepancia obtuvo es el implante 42 con nulas discrepancias en todos, seguido del implante 31 ( $\chi=0,17$  micras y D.S=0,43 micras), después el implante 32 ( $\chi=0,24$  micras y D.S=0,60 micras) y el que peor el implante 41 con una media de 0,50 micras y desviación estándar de 1,22 micras.

GRUPO 5	N	Media	Desviac. típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
IMPLANT					Límite inferior	Límite superior		
31	6	0,1789	0,43819	0,17889	-0,2810	0,6387	0,00	1,07
32	6	0,2452	0,60058	0,24519	-0,3851	0,8755	0,00	1,47
41	6	0,5013	1,22784	0,50127	-0,7873	1,7898	0,00	3,01
42	6	0,0000	0,00000	0,00000	0,0000	0,0000	0,00	0,00
Total	24	0,2313	0,69399	0,14166	-0,0617	0,5244	0,00	3,01

Tabla 15: Datos de los estadísticos descriptivos de todos los implantes del grupo 5.

## 5.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA DE CADA ESTRUCTURA.

Se calculó la discrepancia marginal vertical media de cada modelo con su correspondiente estructura, haciendo la media aritmética de los cuatro implantes (42, 41, 31, y 32) de cada modelo mandibular. De la misma manera que en el caso anterior, se obtuvieron también el resto de parámetros descriptivos (Desviación estándar, Máximo, Mínimo y Percentiles) de cada modelo con su correspondiente estructura atornillada.

M	Media	Desv.típica	Mínimo	Máximo	Percentiles		
					25	50	75
1	13,2824074	4,10919760	8,82407	18,63388	9,5936574	12,8358333	17,4177314
2	21,5635185	18,75394639	5,65814	47,17129	6,6599074	16,7123148	41,3183333
3	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,00000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
4	9,5378703	11,57695534	0,00000	23,44574	0,0000000	7,3528703	21,260740
5	2,0740277	4,14805555	0,00000	8,29611	0,0000000	0,0000000	6,2220833
6	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,00000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
7	11,7920833	8,23434454	5,76648	23,84018	6,1748617	8,7808333	20,4205555
8	2,1434722	2,61368031	0,00000	5,3155	0,0000000	1,629166	4,8012500
9	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,000000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
10	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,000000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
11	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,000000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
12	9,9896006	19,17300022	0,00000	38,73611	0,0000000	0,611145	29,3576562
13	9,6669907	17,56633657	0,00000	35,9461	0,0000000	1,3609259	27,6400463
14	33,3561111	55,11389561	0,00000	115,1835	0,2681481	9,1204629	90,6797222
15	12,8306481	13,30106847	1,64963	28,73925	1,7512500	10,4668518	26,2738425
16	13,0429166	17,95766353	0,00000	38,87018	0,4309722	6,6507407	32,0470370
17	4,3341203	3,05024722	0,00000	6,97185	1,1444444	5,1823148	6,6756018
18	19,9113425	38,73414681	0,00000	78,00092	0,0000000	0,822222	58,9118055
19	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,00000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
20	6,0979629	5,75850931	0,00000	12,68592	0,6972685	5,8529629	11,7436574
21	13,8252777	15,07276821	0,00000	35,14018	2,0184259	10,0804629	29,3769444
22	19,385325	27,759252	0,00000	60,0600	0,875462	8,7406532	48,5398625
23	34,1248032	22,95082005	15,25148	67,01851	17,048182	27,114606	58,2116203
24	14,3916666	19,01187822	0,00000	42,3794	1,6825000	7,59361111	33,898888
25	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,00000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
26	1,0202314	1,41823464	0,00000	3,00759	0,0000000	0,5366666	2,5240277
27	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,00000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
28	0,3677777	0,73555555	0,00000	1,47111	0,0000000	0,0000000	1,1033333
29	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,00000	0,0000000	0,0000000	0,0000000
30	0,0000000	0,00000000	0,00000	0,00000	0,0000000	0,0000000	0,0000000

Tabla 16: Estadísticos Descriptivos de discrepancia marginal vertical media decada modelo (M).

Al aunar las cuatro medidas de las discrepancias verticales media de los implantes de cada modelo, estamos centralizando mucho más los datos (medias de medias), pero de esta manera se aprecia cuales son los modelos que muestran un ajuste perfecto (0 micras totales), y cuáles no lo son. Como se puede observar en la tabla 17, encontramos que 10 de los 30 modelos, es decir una tercera parte, que presentan un ajuste perfecto con su estructura (color verde). Luego, encontramos 9 estructuras en las que el ajuste final es mayor de 0 micras, pero en la que los implantes que la componen no presentan ninguna localización con más de 30 micras de discrepancia vertical (color ámbar). Por lo que podemos decir que 19 estructuras de las 30 totales presentan un buen ajuste y se corresponden con el 63% de los casos. Cabe destacar que en la misma tabla también se han incluido como aceptables (en ámbar) 4 estructuras (1, 4, 7 y 20) con discrepancias marginales verticales con medias inferiores a 30 micras pero que poseen una localización puntual con cifras que comprenden entre las 30 y 60 micras y que se han marcado con un asterisco (\*). Si éstas son incluidas como aceptables, el porcentaje de estructuras con ajuste aceptable sería un 76% (23 casos).

GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5
MB 1*	MB 7*	MB 13	MB 19	MB 25
MB 2	MB 8	MB 14	MB 20*	MB 26
MB 3	MB 9	MB 15	MB 21	MB 27
MB 4*	MB 10	MB 16	MB 22	MB 28
MB 5	MB 11	MB 17	MB 23	MB 29
MB 6	MB 12	MB 18	MB 24	MB 30

Tabla 17: Discrepancias marginales verticales medias por estructura en cada una de las mandíbulas.

Las otras 7 estructuras no poseen realmente un valor de discrepancia media elevado, debido a que al ser una variable que se calcula con la media aritmética de los implantes que soportan esa estructura, es una variable que tiende mucho a la centralización de la magnitud final, son medias aritméticas de medias aritméticas en las que las desviaciones estándar se están obviando. Las estructuras que peores resultados muestran son, primero la estructura 23, con una discrepancia media final de 34,12

micras y una desviación estandar de 22.95 micras. La segunda peor es la estructura 14 con valores de 33,35 micras de media y desviación estándar de 55,11 micras. Luego nos encontramos con las estructuras 2 y 18 con datos de media 21,56 micras y desviación estándar 18,75, y con media 19,91 micras y desviación estandar de 38,73 respectivamente.

Del Grupo 3, no se obtuvo ningún modelo con ajuste perfecto. Hay luego seis modelos que presentan menos de 6 micras de discrepancia vertical media de la estructura y unas cifras máximas de media por implante menores de 13 micras en algún implante, éstos son los modelos 5, 8, 17, 20, 26 y 28. El siguiente grupo que podemos describir son aquellos modelos que presentan un discrepancia vertical media por estructura de entre 9 y 15 micras y cuyos máximos de los desajustes medios de sus implantes rondan las 30 micras, y son ocho modelos (1, 4, 7, 13, 15, 16, 21, 24). Los seis restantes (2, 12, 14, 18, 22, 23) son modelos que tiene desajustes mucho más elevados, siendo las peores las mandíbulas 14 y 23, con medias de discrepancias verticales medias de estructura por encima de 30 micras y máximos de discrepancia vertical media de sus implantes que rondan entre 67 y 115 micras.

Grupo	N	Media	Desviación típica	Error típico	Mínimo	Máximo
1	6	7,742970679012	8,68284135802	3,54475514078	0,00000000	21,56351851
2	6	3,987526041666	5,44128001382	2,22139300000	0,00000000	11,79208333
3	6	15,523688271604	10,10109739992	4,12375574532	4,33412037	33,35611111
4	6	14,637501774691	11,74901553713	4,79651550766	0,00000000	34,12480324
5	6	0,2133348765432	0,4135306080	0,16888231	0,00000000	1,020232148
Total	30	8,424604328	9,797735354	1,7888168	0,00000000	34,12480324
Varianza entre componentes= 32,561699						

Tabla 18: Datos de estadísticos descriptivos de desajustes de cada estructura por grupos.

Como se aprecia en la tabla 18, el grupo 5 es el que presenta valores medios más pequeños de desajuste medio de estructura, seguido del grupo 2, mientras que el grupo 3 y el 4 ofrecen los más altos de desajuste medio de estructura.

Por último y al igual que se hizo para la comparación intragrupo de los implantes, se ha hecho las para las estructuras. De igual manera se calculó la puntuación tipificada (Z), obteniéndose los resultados que se muestran a continuación (tabla 19).

	Grupo	Media	Z Total	Z Grupo
man 1	1	13,28	0,50	0,64
man 2	1	21,56	1,34	1,59
man 3	1	0,00	-0,86	-0,89
man 4	1	9,54	0,11	0,21
man 5	1	2,07	-0,65	-0,65
man 6	1	0,00	-0,86	-0,89
man 7	2	11,79	0,34	1,43
man 8	2	2,14	-0,64	-0,34
man 9	2	0,00	-0,86	-0,73
man 10	2	0,00	-0,86	-0,73
man 11	2	0,00	-0,86	-0,73
man 12	2	9,99	0,16	1,10
man 13	3	9,67	0,13	-0,58
man 14	3	33,36	<b>2,54</b>	1,77
man 15	3	12,83	0,45	-0,27
man 16	3	13,04	0,47	-0,25
man 17	3	4,33	-0,42	-1,11
man 18	3	19,91	1,17	0,43
man 19	4	0,00	-0,86	-1,25
man 20	4	6,10	-0,24	-0,73
man 21	4	13,83	0,55	-0,07
man 22	4	19,39	1,12	0,40
man 23	4	34,12	<b>2,62</b>	1,66
man 24	4	14,39	0,61	-0,02
man 25	5	0,00	-0,86	-0,51
man 26	5	1,02	0,76	<b>1,98</b>
man 27	5	0,00	-0,86	-0,51
man 28	5	0,37	-0,82	-0,21
man 29	5	0,00	-0,86	-0,51
man 30	5	0,00	-0,86	-0,51

Tabla 19: Puntuación tipificada de discrepancias por estructura de todos los modelos.

En este caso de las discrepancias marginales verticales medias por estructura respecto a total (Z Total), se puede observar que las mandíbulas que más alejadas están de la media son la 14 y la 23 con discrepancias de poco mas de 2,5 veces la D.T. Para la



comparativa intragrupo (Z Grupo), solo en el grupo 5 (el mejor grupo) se detectaron solo ligeras desviaciones para la mandíbula 26, con cifras que se desvían 1,98 veces la D.T de dicho grupo.

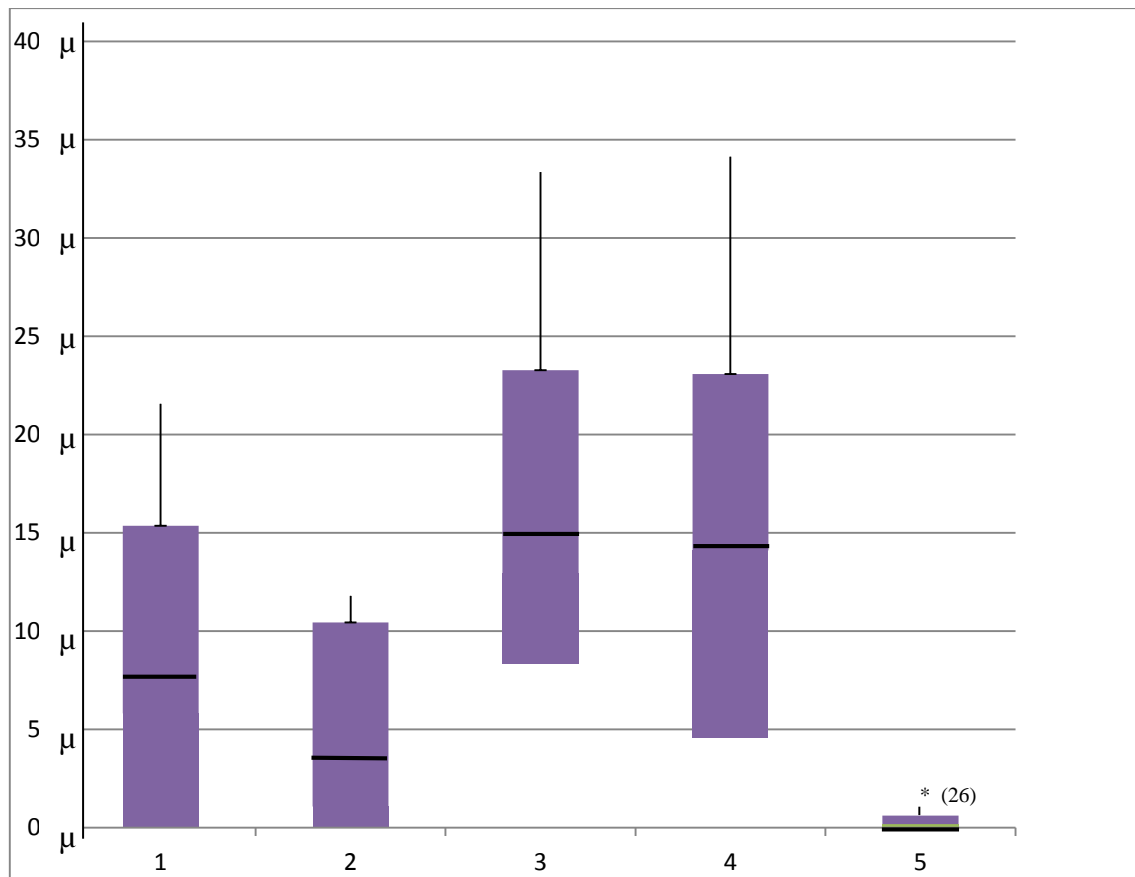


Fig. 65: Gráfico de caja o Box Plot de los grupos 1, 2, 3, 4 y 5.

En el diagrama de caja de las estructuras, se muestran las representaciones gráficas de los datos estratificados por grupos. En este caso, aun tratándose de una variable que se obtiene de hacer la media aritmética de las discrepancias medias por implante (elevada tendencia a la centralización), como se ha explicado en la tabla 19, aparece solo un modelo con asterisco (\*). Concretamente se trata del modelo 26 (media de discrepancia marginal vertical por estructura de 1,02 micras), el cual al compararlo respecto a los modelos de su mismo grupo (grupo 5), con medias de 0 micras casi todos (menos dicho modelo 26 y el modelo 28), su puntuación tipificada muestra que se aleja 1,98 veces la D.T respecto a la media de su grupo.

### 5.3. ESTADÍSTICA INFERENCIAL DE CADA IMPLANTE.

La segunda parte del análisis se muestra en una estadística inferencial para aceptar o rechazar la Hipótesis nula de trabajo donde la variable independiente es el tipo de guía quirúrgica (grupo) y la variable dependiente es la media de discrepancia marginal vertical protética. Ya que la variable dependiente es cuantitativa continua (discrepancia) y que los datos de la muestra siguen una distribución normal, se han usado test paramétricos y no paramétricos alternativos.

Lo primero que se ha comparado son las discrepancias medias marginales verticales de todos los implantes agrupados según la posición que ocupaban en el modelo (posiciones 42, 41, 31 y 32). Dichas comparaciones han sido tanto entre todos los cinco grupos (intergrupo), como dentro de un mismo grupo (intragrupo).

Para la comparación intergrupos se ha realizado un test paramétrico de Análisis de la Variancia (ANOVA) debido a que tenemos más de dos agrupaciones de muestras que debemos comparar entre sí y un tamaño de la muestra razonable ( $N=30$ ).

Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
19,984	3	116	0,000

Tabla 20: Prueba de homogeneidad de varianzas (Levene).

La prueba de Levene muestra que no hay homogeneidad entre las variancias de los diferentes grupos ( $p<0,05$ ) por lo que para poder comparar estos grupos correctamente y saber entre que grupos de implantes pueden existir diferencias estadísticamente significativas, se hace primero el test de ANOVA y después un test a posteriori o post hoc para corregir su valor por las variancias no homogéneas presentes.

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	5107,409	3	1702,470	6,424	0,000
Intra-grupos	30743,692	116	265,032		
Total	35851,101	119			

Tabla 21: ANOVA de los desajustes de todos los implantes.

El test de ANOVA muestra que las diferencias entre las discrepancias medias verticales de los implantes comparando los cinco grupos sí presentan diferencias estadísticamente significativas ( $p=0,000$ ). A continuación para saber entre qué grupos de implantes existen estas diferencias estadísticamente significativas, se seleccionó el test a posteriori de Dunnet dado que nuestra muestra se trata de valores cuantitativos continuos y además presenta varios casos en los que hay muestras con mediciones iguales a 0,000 micras.

(I) implante	(J) implante	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
31	32	1,159049969	2,056572096	0,993	-4,43295575	6,75105569
	41	-14,789264660	5,491103113	0,063	-30,09217253	0,51364321
	42	-0,525313981	2,271782571	1,000	-6,70951103	5,65888307
32	31	-1,159049969	2,056572096	0,993	-6,75105569	4,43295575
	41	-15,948314630	5,493321494	<b>0,038</b>	-31,25608500	-0,64054426
	42	-1,684363950	2,277139367	0,974	-7,88272593	4,51399803
41	31	14,789264660	5,491103113	0,063	-0,51364321	30,09217253
	32	15,948314630	5,493321494	<b>0,038</b>	0,64054426	31,25608500
	42	14,263950679	5,577462532	0,084	-1,23038711	29,75828847
42	31	0,525313981	2,271782571	1,000	-5,65888307	6,70951103
	32	1,684363950	2,277139367	0,974	-4,51399803	7,88272593
	41	-14,263950679	5,577462532	0,084	-29,75828847	1,23038711

Tabla 22: Test a posteriori de Dunnet para identificar donde hay significación estadística.

Este test de Dunnet compara cada grupo de dos en dos. Se confirma que las diferencias que aparecen en el ANOVA son debidas a diferencias estadísticamente

significativas existentes entre los implantes 41 y 32 ( $p=0,038$ ), es decir, que se han detectado diferencias estadísticamente significativas entre los grupos con medias de discrepancia marginal vertical más extremas (medias de implantes 41 y 32). También cabe destacar que la comparación entre las medias de los implantes 31 (segundo mejor) y 41 (el de peor resultados) casi han sido significativas ( $p=0,063$ ).

Para la comparación intragrupo, de la misma manera que para la intergrupo, se han realizado comparaciones entre los diferentes implantes agrupados según la posición que ocupan en cada mandíbula (31, 32, 41 y 42), en este caso para un mismo grupo. Debido a que el tamaño muestral en la comparación intragrupo es menor ( $N=6$ ), se han realizado test no paramétricos (Kruskal Wallis y U de Mann Whitney) para detectar si las diferencias son estadísticamente significativas o no.

En el Grupo 1, el test de Kruskal Wallis mostró resultados no significativos ( $p=0,512$ ), y en las comparaciones 2 a 2 con el test U de Mann Whitney tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre desajustes de los implantes del Grupo 1 (ver Apéndice).

Para el Grupo 2, que es el segundo mejor grupo, tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las discrepancias de sus implantes (Kruskal Wallis  $p=0,763$ ), (ver Apéndice).

Para el Grupo 3, que es el grupo que peores resultados mostró en el estudio, el test de Kruskal Wallis sí mostró significación estadística ( $p=0,015$ ), y después los test U de Mann Whitney mostraron que las diferencias fueron estadísticamente significativas en dos comparaciones. La primera fue al comparar el mejor implante de este grupo 3, es decir, el implante 32, con el implante que peores resultados registró en el grupo 3, que fue el implante 41. Dichas diferencias fueron estadísticamente muy significativas ( $p=0,004$ ). La segunda significación se dio al comparar el segundo mejor implante del grupo 3, el implante 31, de nuevo con el peor del grupo, es decir, el 41, donde las diferencias fueron estadísticamente significativas pero con un valor de  $p$  de 0,016.

### Rangos

	implante	N	Rango promedio
VALOR MEDIO	31	6	9,33
	32	6	7,67
	41	6	19,67
	42	6	13,33
	Total	24	

### Estadísticos de contraste(a,b)

	VALOR MEDIO
Chi-cuadrado	10,509
gl	3
Sig. asintót.	<b>0,015</b>

Tabla 23: Test Kruskal Wallis del Grupo 3 con significación estadística (p=0,015).

### Rangos

	Implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	3,50	21,00
	41	6	9,50	57,00
	Total	12		

### Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	0,000
W de Wilcoxon	21,000
Z	-2,887
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,004</b>
Sig. exacta [2*(Sig.unilateral)]	0,002(a)

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

Tabla 24: Test U de Mann Whitney (32 vs 41) con significación estadística (p=0,004).

### Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	4,00	24,00
	41	6	9,00	54,00
	Total	12		

### Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	3,000
W de Wilcoxon	24,000
Z	-2,419
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,016</b>
Sig. exacta [2*(Sig.unilateral)]	0,015(a)

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

Tabla 25: Test U de Mann Whitney (31 vs 41) con significación estadística (p=0,015).

Para el Grupo 4, el test de Kruskal Wallis no muestra significación estadística ( $p=0,154$ ), pero como observación podemos decir que casi se obtuvo significación estadística en las comparaciones entre el mejor implante del grupo, el 32, y el peor, es decir el implante 41 ( $p=0,076$ ), y entre el segundo mejor implante del grupo, el 31, y de nuevo con el peor, donde el valor de  $p$  fue 0,061 (ver Apéndice).

En el Grupo 5, que es en el que mejores resultados se obtuvieron en el estudio, las diferencias no fueron estadísticamente significativas en ninguno de los casos.

#### 5.4. ESTADÍSTICA INFERENCIAL DE CADA ESTRUCTURA.

Se analizaron también las medidas de discrepancia marginal vertical media por estructura en los treinta modelos. Primero procedimos a la comparación intergrupos de las medias de las discrepancias marginales verticales de las estructuras y después a la intragrupo. Disponemos de un tamaño de muestra mucho menor que cuando hemos analizados cada uno de los 120 implantes por separado, por lo que se opta por aplicar un test paramétrico para comparar si hay diferencias estadísticamente significativas entre los discrepancias marginales verticales de las estructuras de los cinco grupos diferentes. Para ello se emplea el test ANOVA donde se aprecia que si existen diferencias estadísticamente significativas ( $p=0,015$ ).

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	1057,674	4	264,419	3,829	0,015
Intra-grupos	1726,209	25	69,048		
Total	2783,883	29			

Tabla 26: Test ANOVA de los desajustes de las estructuras.

Para poder saber qué estructuras muestran diferencias significativas, debido al número pequeño de muestras ( $N=5$ ), se opta por emplear el test no paramétrico de U de Mann Whitney donde se hace una comparación dos a dos. A continuación se muestran

solamente las comparativas dos a dos entre los cinco grupos dónde se obtuvo diferencias estadísticamente significativas.

Una vez expuestos los resultados de este test podemos decir que hay diferencias estadísticamente significativas entre las mandíbulas de los grupos 2 y 3, entre los grupos 3 y 5, y entre los grupos 4 y 5, o lo que es lo mismo, las diferencias se demuestran como estadísticamente significativas cuando se comparan los valores más extremos entre sí (el grupo con menores discrepancias, es decir el 5, respecto a los dos grupos con peores resultados, el grupo 3 y el grupo 4), y también cuando se compara de nuevo el grupo con mas discrepancias verticales (el grupo 3) con el segundo grupo con menores discrepancias de ellos (el grupo 2). Cabe también destacar que la comparación entre los grupos 2 (grupo con segundas mejores cifras de discrepancias) y el 4 (grupo con segundos peores resultados) no obtuvieron diferencias significativas pero estuvieron próximas a ello ( $p=0,061$ ).

	media de los implantes
U de Mann-Whitney	4,000
W de Wilcoxon	25,000
Z	-2,258
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,024</b>
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,026

Tabla 27: Mann-Whitney grupo 2 vs 3.

	media de los implantes
U de Mann-Whitney	4,000
W de Wilcoxon	25,000
Z	-2,201
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,020</b>
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,026

Tabla 28: Mann-Whitney grupo 3 vs 5.

	media de los implantes
U de Mann-Whitney	0,000
W de Wilcoxon	21,000
Z	-2,934
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,003</b>
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,002

Tabla 29: Mann-Whitney grupo 4 vs 5.

	media de los implantes
U de Mann-Whitney	6,500
W de Wilcoxon	27,500
Z	-1,875
Sig. asintót. (bilateral)	0,061
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,065

Tabla 30: MannWhitney grupo 2 vs 4.

## **6. DISCUSIÓN**



## 6. DISCUSIÓN.

Resulta complicado aunar y contrastar los resultados publicados en la literatura de los distintos estudios que tienen como objetivo la medida del ajuste marginal de estructuras sobre implantes por diversas razones.

En primer lugar son muchos los estudios disponibles que tienen como objeto el análisis de la variable “Ajuste” de una prótesis implantosoportada, pero nos encontramos que dicha variable estudiada no siempre es la misma, puesto que hay artículos que miden la discrepancia marginal vertical, otros la discrepancia marginal global, algunos directamente estudian el espacio marginal, y por último otros la discrepancia marginal horizontal, por lo que es difícil poder comparar resultados.

En segundo lugar existe una falta de consenso para definir qué es un ajuste pasivo y determinar su verdadera importancia. Las últimas definiciones dan más interés a la ausencia de tensiones en la conexión implante-prótesis, en el caso de las prótesis conectadas a cabeza de implante, o la conexión pilar-prótesis (si se emplean pilares intermedios para atornillado), que a la presencia de discrepancias marginales, debido a que hoy en día se admite que es imposible en la mayoría de los casos obtener nulas discrepancias verticales.<sup>(44)</sup> Pero también respecto a la importancia del estrés y de las tensiones protéticas sabemos que la aplicación de una precarga (torque) a los tornillos de una prótesis atornillada parece ser que incrementa la tensión interna de la mesoestructura a la vez que disminuye la magnitud de la discrepancia vertical marginal, si es que la hubiera.<sup>(90)</sup> Debido a este hecho tan relevante, en nuestro estudio decidimos no apretar los tornillos con un torque mayor a 15 Ncm para realizar las mediciones mediante microscopía electrónica de barrido y de esa manera también intentamos evitar posibles fracturas de los tornillos sobre pilares.

En tercer lugar existen múltiples sistemas de medida para cuantificar el desajuste protésico y además, dentro de un mismo sistema de medición, los métodos aplicados son muchas veces muy distintos y heterogéneos para mensurar esos desajustes (número de puntos medidos, número de aumentos de la medición, diferentes softwares de coordenadas), lo cual también hace difícil poder comparar resultados y hacer inferencia.

En cuarto lugar, las diferencias metodológicas detectadas en los numerosos estudios publicados que miden desajustes son muy notables, puesto que difieren en aspectos como naturaleza de los materiales empleados para la confección de la prótesis (aleaciones preciosas, Cromo-Cobalto, Titanio, Circonio, Alúmina, etc.), los métodos de confección de las estructuras son muy variables (colados, colados mas otros procedimientos como corte y soldaduras, cemento-atornillado, erosión química, todos ellos para mejorar ajustes; CAD/CAM, Sinterizados, etc.), los sistemas de retención de las estructuras implantosoportadas no pueden compararse entre sí (cementado versus atornillado), el número de implantes analizados (casos unitarios, casos parciales y arcadas totales), etc.

En cuanto al tipo de estudio, diseño y objetivos, no hemos encontrado en la literatura ningún estudio in vitro que evalué la precisión de la cirugía guiada para la posterior colocación directa postquirúrgica de prótesis CAD/CAM atornilladas y que estudien sus discrepancias marginales verticales, pero si hemos encontrado algún artículo que comparte con nuestro estudio algún aspecto, como el hecho de tomar unas guías quirúrgicas y previamente a la cirugía guiada ser usadas en laboratorio y mediante su vaciado con yeso y con réplicas de pilares obtener modelos maestros donde fabricar las estructuras CAD/CAM.<sup>(104)</sup>

En cuanto a nuestra investigación, se ha optado por elegir estructuras fabricadas por CAD/CAM. Esta tecnología elimina pasos de laboratorio para la confección de una estructura convencional (colada), pasos que eran potencialmente susceptibles de errores debido a la manipulación manual y debido a los importantes cambios de temperatura y cambios dimensionales (contracciones y expansiones) asociados a las fases de encerado, revestimiento, colado y pulido.<sup>(73,102,105,106)</sup> Pero el CAD/CAM introduce otros pasos como son el escaneado, el diseño por ordenador y el mecanizado mediante máquina fresadora, que pueden ofrecer variaciones. Por ejemplo, los diferentes tipos de escáneres, ópticos y de contacto, han sido estudiados por varios autores. Persson y cols. afirman que la precisión de ambos es muy similar, en torno a las 10 micras pero quizá algo mejor para los de contacto.<sup>(107)</sup> En prótesis sobre implantes atornilladas, Katsoulis y cols. en 2012,<sup>(94)</sup> compararon las discrepancias verticales en estructuras CAD/CAM de sistema Procera empleando los dos tipos de escáneres de diseño y la media de los resultados fueron prácticamente iguales. En nuestro estudio se emplearon ambos tipos

de escáneres. Primero un escáner óptico y luego otro de contacto, para obtener mayor precisión y evitar errores, puesto que hay artículos que dicen que el spray que se emplea en el escaneado óptico, puede producir errores de lectura entre 5-15 micras.<sup>(108)</sup> También respecto a los software de diseño, pueden existir variaciones entre ellos y para evitar errores, el diseño y modelado de la estructura lo hicimos empleando 2 softwares muy completos y de alta calidad con un gran aval de precisión, como Dentaldesigner (3Shape) y Rhinoceros, los mismos que otros autores también han empleado en sus estudios para sus estructuras.<sup>(109,110)</sup> En cuanto al mecanizado, éste se ha realizado empleando una máquina fresadora de 5 ejes que es lo más preciso disponible hoy en día. Hay autores que dicen que la precisión del mecanizado está en relación también con el diámetro de la fresa más pequeña,<sup>(110)</sup> en nuestro caso la secuencia de fresado para las cinco estructuras fue la misma siempre y el calibrado por láser de las fresas antes del mecanizado aseguraba una compensación si existía desgaste de las mismas.

Las estructuras CAD/CAM han demostrado en todos los estudios previos sus mejores resultados en discrepancias verticales respecto a estructuras coladas en una sola pieza. En el caso de las estructuras CAD/CAM atornilladas, las discrepancias marginales verticales según todos los estudios revisados, oscilan de media entre 1 y 27 micras, ya sean medidas con fotogrametría,<sup>(73,111)</sup> videoláser,<sup>(93)</sup> con escáner de contacto,<sup>(104,109,112-117)</sup> mediante microscopia óptica<sup>(82,95,118)</sup> o mediante microscopía electrónica de barrido.<sup>(81,90,94,96,108,119,120)</sup> Dicha cifra con máximos entorno a las 30 micras de discrepancia marginal vertical también se ha obtenido de estudios in vitro donde, como en el caso del nuestro, las estructuras se realizan sobre un modelo de trabajo donde no han influido las fases de toma de impresión del paciente, ni vaciado de dicha impresión para modelo maestro. Y además, estas cifras de desajuste son como mínimo equiparables a los mejores resultados que se obtenían con estructuras fabricadas por otros procedimientos como los colados, pero a los que se les sumaban más procedimientos para reducir las discrepancias y las tensiones finales, como eran los procesos de corte y soldadura tanto vertical como horizontal,<sup>(80,116,119,121)</sup> procesos electroerosión,<sup>(81,82)</sup> procesos de corte y cementado de los pilares a la estructura,<sup>(102)</sup> por lo que debido a su mayor simplicidad de fabricación y su elevada predictibilidad, las estructuras por CAD/CAM se están imponiendo. Además dicha cifra de discrepancia marginal vertical es comparable a la discrepancia marginal vertical que obtienen Tsuge y cols. en 2008, donde analizan el ajuste del implante con su propio pilar mecanizado,

siguiendo los criterios y terminología de Holmes,<sup>(122)</sup> que también se han empleado en nuestra investigación, encontrándose en diferentes casas comerciales de implantes y pilares unas discrepancias verticales que estaban comprendidas entre 22 y 62 micras de media,<sup>(123)</sup> u otros autores como Zanardi y cols. con estudios similares con resultados del espacio marginal inferiores a 20 micras.<sup>(124)</sup>

Teniendo este criterio en cuenta, en nuestro estudio, las discrepancias marginales verticales se han analizado en dos unidades estadísticas. Primero, se han comparado las discrepancias realizando el análisis estadístico tomando como referencia la media de las discrepancias marginales verticales de cada implante, como hacen la inmensa mayoría de los estudios, y después se estudió la unidad estadística de discrepancia marginal vertical media de la estructura. El empleo de esta segunda variable tiene como positivo que ayuda a sobrepasar el problema relacionado con un no perfecto asentamiento de la estructura, pero por su contra es evidente que si una estructura no se ajusta perfectamente, las medidas de discrepancias de cada implante no son unidades independientes para el análisis estadístico, y además el estudio de esta segunda unidad requiere un mayor número de muestras a estudiar, por lo que despierta más interés comparar los desajustes de cada implante en vez de comparar las discrepancias marginales verticales por estructura.<sup>(119)</sup>

En cuanto a las discrepancias marginales verticales de cada implante y dado que no podemos comparar nuestros resultados con estudios de similar metodología, podemos decir que atendiendo al umbral de 30 micras como nivel aceptable de discrepancias marginal vertical, los resultados de nuestro estudio son muy positivos, ya que tanto para los implantes en posición 32 y 42, el 83% de ellos tienen desajustes aceptables, y para el implante 31 suponen el 73% de los casos. En el peor de los casos, es decir el implante 41, la cifra de dichos casos es el 60%, lo cual no supone un mal resultado si tenemos en cuenta que estamos analizando la discrepancias de implantes colocados con cirugía guiada y a los que se les conecta una prótesis atornillada directamente en la misma sesión y sin tomar impresiones.

En nuestra investigación se ha optado por elegir estructuras fabricadas en Cromo-Cobalto mecanizado debido a su mayor rigidez indicada en este tipo de mesoestructuras de arcada completa. De todos los estudios de ajustes revisados,

solamente Karl y Taylor en 2011<sup>(83)</sup> y Paniz y cols. en 2013<sup>(109)</sup> analizaron el Cromo-Cobalto mediante CAD/CAM. El primero es un estudio donde comparan el estrés de prótesis parciales cementadas fabricadas de diferentes materiales mecanizados, sin embargo el segundo estudio si era un estudio de ajuste marginal empleando prótesis atornilladas de extensión total sobre 6 implantes, de Cromo-Cobalto mecanizado (n=5), de Titanio grado 4 mecanizado (n=5), y de colados en Oro antes y después de procedimientos de corte y soldadura (n=5). Midieron el desajuste global en los 3 planos del espacio tanto de cada implante como de la estructura, mediante escáner de contacto y encaje virtual. Sus resultados fueron mejores para Titanio y Cromo-Cobalto comparándolos con los colados, y prácticamente iguales entre Titanio y Cromo-Cobalto. Del grupo de Cromo-Cobalto, los desajustes en el eje vertical de cada uno de los implantes obtuvieron cifras máximas de media 7 micras, y 3 micras de D.S. En nuestro estudio los resultados fueron parecidos para los implantes 32 (media 3,72 micras y 7,9 micras D.S), implante 31 (media 4,88 micras y 7,94 micras D.S) e implante 42 (media 5,41 micras y 9,57 micras D.S). En el caso de los desajustes de las estructuras, Paniz y cols. obtuvieron para los desajustes en el eje vertical medias de 4 micras y en nuestro estudio, éstas fueron algo mayores, 8,41 micras. A diferencia de Paniz y cols. nuestro tamaño muestral fue mucho mayor (n=30) y el sistema de medida fue diferente. El empleo de sistemas de medida virtuales que dependen de un software puede tener limitaciones importantes. Primero, pueden producirse errores de decenas de micras dependiendo del tipo de hardware, de software y herramientas de medida, y segundo, la estructura se posiciona de manera digital en relación con el modelo en una posición virtual tridimensional que puede no ser igual a la posición física y real que adoptaría esa prótesis conectada sobre los implantes en el modelo físico, por lo que pueden existir sesgos de medición,<sup>(101)</sup> incluso se ha comprobado que los métodos de escaneado y empleo de software infraestiman la discrepancia marginal en el eje vertical.<sup>(101,114)</sup>

La mayoría de los autores emplean el escáner de contacto y métodos de encaje virtual para medir discrepancias globales tridimensionales. Estudios que midan como nosotros con microscopia electrónica de barrido estructuras CAD/CAM atornilladas con más de 2 implantes encontramos a Guichet y cols, que en el año 2000 comparan el efecto del torque en prótesis cementadas y atornilladas con sistema Procera Titanio y observa que en atornilladas disminuyen 30 micras de media la discrepancia vertical al aplicar precarga, y en cementadas no.<sup>(90)</sup> Nosotros realizamos una captura de imagen de

cada implante a 25 aumentos para una vista general de cada uno de los 120 implantes colocados y después cada una de las 6 localizaciones las medimos con 250 aumentos. Quizá esa magnificación de 30 aumentos no sea suficiente o la mejor para medir discrepancias marginales verticales, puesto que los límites donde se colocan los puntos de medida son más groseros que si empleara una mayor magnificación.

En 2003, Takahashi compara discrepancias verticales de colados de Oro con CAD/CAM Procera Titanio, observando diferencias estadísticamente significativas a favor del CAD/CAM, midiendo en microscopia electrónica de barrido, con todos los tornillos puestos, a 30 aumentos en 4 localizaciones de cada implante, obteniendo cifras de 26,9 micras de media.<sup>(96)</sup> Al año siguiente, Eisenmann mide también con microscopia pero a 200 aumentos, aunque mide haciendo el test de un solo tornillo o test de Scheffle con torque 10Ncm para medir las discrepancias.<sup>(81)</sup> Katsoulis en 2012<sup>(94)</sup> y en 2013,<sup>(108)</sup> realiza el mismo sistema de medición con un torque de 30Ncm pero con más aumentos con microscopia electrónica (concretamente 1600, 2000 y 2500 aumentos). En el primer estudio<sup>(94)</sup> comparó sistema Procera (Titanio y Circonio, y tanto con escáner laser como con escáner mecánico), con colados. No existieron diferencias entre las variantes del sistema Procera. Torsello en 2008<sup>(119)</sup> analiza a 100 aumentos las discrepancias verticales de estructuras totales tanto coladas como CAD/CAM Procera Titanio, en 4 localizaciones por implante, y obtiene cifras de media 27 micras y 15 de D.S para las estructuras CAD/CAM de Titanio. Esos aumentos si son más aceptables y están en el límite para realizar mediciones fidedignas, y las cifras de discrepancias son coherentes con el resto de las publicaciones anteriores. En relación con nuestro estudio, si nos centramos en las discrepancias marginales verticales por estructura, el 76% de los modelos obtiene cifras que están en ese rango de media 30 micras de desajuste, siendo la peor del estudio la mandíbula 23 con su estructura atornillada (la número 4), donde las discrepancias fueron 34,12 micras y 22,95 micras de D.S, cifras muy próximas a lo aceptable. Por lo que creemos que nuestros resultados de discrepancias tanto por implante como por estructura, son coherentes con las publicaciones.

Por último, de nuestra investigación también cabe analizar dos hechos importantes. Lo primero es estudiar qué motivos han propiciado que el implante 41 (implante en posición medial), que es el segundo en ser colocado en todos los modelos durante la fase quirúrgica y es el segundo al que se le es atornillado la mesoestructura,

presenta los peores datos de discrepancia marginal vertical, y a su vez el implante 32 (implante en posición distal) que es el último en ser colocado y el penúltimo en ser atornillado es el que mejor resultados de discrepancia presenta. Creemos que tiene relación con el posicionamiento tridimensional final del implante (desviaciones y angulaciones finales respecto a la planificación), pero necesitaríamos estudiarlo para poder finalmente correlacionar ese error con la presencia o no de discrepancias marginales verticales en magnitud y en las localizaciones donde se acontecen. Lo segundo es en relación con los 5 grupos de estudio, nos inquieta saber por qué se obtuvieron resultados con casi nula discrepancia vertical todos los modelos del grupo 5. La única duda que se nos presenta es que dicho grupo quizás debido a ser el último que en colocarse los implantes, ésto puede hacer que la cierta experiencia recogida durante las cirugías in vitro de los modelos previos pudiera haber repercutido beneficiosamente en los resultados finales de este grupo, como también manifiestan otros autores que han analizado la influencia de la experiencia del operador en casos de cirugía guiada. <sup>(125,126)</sup> Aunque lo interesante sería conocer el posicionamiento final de los implantes para determinar a qué se deben las diferencias de discrepancias.

## **7. CONCLUSIONES**



## **7. CONCLUSIONES.**

Del presente estudio de investigación atendiendo a los resultados obtenidos podemos enunciar las siguientes conclusiones:

1. Los valores de desajuste marginal vertical entre la estructura y el implante muestran de media cifras inferiores a 30 micras.
2. Se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre los implantes 41 y 32, tanto en la muestra total como dentro del grupo 3, donde también hubo significación al comparar los implantes 31 y 41.
3. El ajuste marginal vertical de cada estructura, independientemente de la guía quirúrgica estereolitográfica empleada, registraron unos resultados con medias inferiores a 30 micras.
4. Encontramos diferencias estadísticamente significativas entre los ajustes de las estructuras del grupo 5 al compararlo con el grupo 3 y 4, y también al comparar el grupo 2 con el 3.

## **8. BIBLIOGRAFÍA**

## 8. BIBLIOGRAFÍA.

1. Branemark, Zarb A. Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en la Odontología Clínica. Quintessence. 1987.
2. Rosenfeld AL, Mecall RA. The use of interactive computed tomography to predict the esthetic and functional demands of implant-supported prostheses. *Compend Contin Educ Dent*. 1996 Dec;17(12):1125–1128, 1130–1132 passim; quiz 1146.
3. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Jul-Aug;18(4):571–7.
4. Estevez L. Ventajas de la cirugía guiada por ordenador frente a la cirugía tradicional. Una revisión. *Gaceta Dental*. 2008 abr;191:116–33.
5. Klein M, Abrams M. Computer-guided surgery utilizing a computer-milled surgical template. *Pract Proced Aesthetic Dent*. 2001 mar;13(2):165–9. quiz 170.
6. Misch C.E. Prótesis dental sobre implantes. Elsevier M. 2006.
7. Del Rio J. Manual de Implantoprótesis para el desdentado total. Ediciones Avances Médico-Dentales. 1995.
8. AAVV. Atlas práctico de Implantología Oral. Coleccionable. *Gaceta Dental*. 2006;
9. Mecall RA, Rosenfeld AL. The influence of residual ridge resorption patterns on implant fixture placement and tooth position. Part 2. Presurgical determination of prosthesis type and design. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1992; 12(1):32–51.
10. Van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A Custom Template and Definitive Prosthesis Allowing Immediate Implant Loading in The Maxilla: A Clinical Report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Sep-Oct;17(5):663–70.

11. Israelson H, Plemons J.M, Watkins P, Sory C. Barium-coated surgical stents and computer-assisted tomography in the preoperative assesment of dental implant patients. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992 ; 12(1):52–61.
12. Mizrahi B, Thunthy KH, Finger I. Radiographic/Surgical template incorporating metal telescopic tubes for accurate implant placement. *Pract Proced Aesthet Dent.* 1998 Aug; 10(6):757–65.
13. Minoretti R, Merz B.R, Triaca A. Predetermined implant positioning by means of a novel guide template technique. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Jun;11(3):266–72.
14. Kopp KC, Koslow AH, Abdo OS. Predictable implant placement with a diagnostic/surgical template and advanced radiographic imaging. *J Prosthet Dent.* 2003 Jun;89(6):611–5.
15. Ganz SD. CT-derived model-based surgery for immediate loading of maxillary anterior implants. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2007 Jun;19(5):311–8.
16. Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, Fillies T, Meier N, Lueth T, Joos U. Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided naigation in minipigs. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2003 Apr;41(2):102–8.
17. Fortin T, Champleboux G, Lormée J, Coudert JL. Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques. *J Oral Implantol.* 2000; 26(4):300–3.
18. Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol.* 2005 Apr;76(4):503–7.

19. Harris D, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, Jacobs R, Lekholm U, Nakielny R, van Steenberghe D, van der Stelt P; European Association for Osseointegration. E . A . O . Guidelines for the use of Diagnostic Imaging in Implant Dentistry A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College. Clin Oral Implants Res. 2002 Oct;13(5):566–70.
20. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Buser D. The radiographic assessment of implant patients: Decision-making criteria. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001 Jan-Feb;16(1):80–9.
21. Wong NY, Huffer-Charchut H, Sarment DP. Computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guidance for placement of dental implants: case report. Implant Dent. 2007 Jun;16(2):123–30. Erratum in: Implant Dent. 2007 Sep;16(3):326.
22. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. J Clin Periodontol. 2007 Sep;34(9):816–21.
23. Fortin T, Champeboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL. Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. Clin Oral Implants Res. 2002 Dec;13(6):651–6.
24. Tyndall D, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC. Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. Elsevier; 2012 Jun;113(6):817–26.
25. Hu KS, Choi DY, Lee WJ, Kim HJ, Jung UW, Kim S. Reliability of two different preSurgical preparation Methods for Implant Dentistry based on panoramic radiography and cone-beam Computed Tomography in cadavers. J Periodontal Implant Sci. 2012 Apr;42(2):39–44.

26. Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 1: diagnostics, imaging, and collaborative accountability. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006 Jun;26(3):215–21.
27. Owings JR Jr. Virtual imaging guiding implant surgery. *Compend Contin Educ Dent*. 2003 May;24(5):333-6, 338, 340 passim; quiz 344.
28. Almog DM, Onufrak JM, Hebel K, Meitner SW. Comparison between planned prosthetic trajectory and residual bone trajectory using surgical guides and tomography--a pilot study. *J Oral Implantol*. 1995;21(4):275–80.
29. Sicilia A, Noguerol B, Cobo J, Zabalegui I. Profile surgical template: a systematic approach to precise implant placement. A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Jan-Feb;13:109–14.
30. Ganz SD. An Evolving Tool for Avoiding Complications and Achieving Predictable Implant Placement and Restoration. *Int Mag Oral Implantol*. 2001;
31. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E. Computer-assisted implant placement. A case report: treatment of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Jul-Ago;18(4):599–604.
32. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Surgical planning and prosthesis construction using computed tomography, CAD/CAM technology, and the Internet for immediate loading of dental implants. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(6):312–323; discussion 324–325.
33. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Naert I, Suetens P, van Steenberghe D. Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three dimensional approach. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Nov-Dec; 11(6):806–10.
34. Kennedy BD, Collins TA, Kline PC. Simplified guide for precise implant placement: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Sep-Oct;13(5):684–8.

35. Çehreli MC, Aslan Y, Sahin S. Bilaminar dual-purpose stent for placement of dental implants. *J Prosthet Dent*. 2000 Jul;84(1):55–8.
36. Higginbottom FL, Wilson TG Jr. Three-dimensional templates for placement of root-form dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Nov-Dec;11(6):787–93.
37. Cehreli MC, Sahin S. Fabrication of a dual-purpose surgical template for correct labiopallatal positioning of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2000 Mar-Apr;15(2):278–82.
38. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Millesi W, Schopper C, Sinko K, Huber K, Bergmann H, Ewers R. Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: Case report and presentation of a new method. *J Craniomaxillofac Surg*. 1999 Apr;27(2):77–81.
39. Watzinger F, Wanschitz F, Rasse M, Millesi W, Schopper C, Kremser J, Birkfellner W, Sinko K, Ewers R. Computer-aided surgery in distraction osteogenesis of the maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999 Jun;28(3):171–5.
40. Birkfellner W, Huber K, Larson A, Hanson D, Diemling M, Homolka P, Bergmann H. A modular software system for computer-aided surgery and its first application in oral implantology. *IEEE Trans Med Imaging*. 2000 Jun;19(6):616–20.
41. Holst S, Blatz MB, Eitner S. Precision for Computer-Guided Implant Placement: Using 3D Planning Software and Fixed Intraoral Reference Points. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Mar;65(3):393–9.
42. Almog DM, Benson BW, Wolfgang L, Frederiksen NL, Brooks SL. Computerized tomography-based imaging and surgical guidance in oral implantology. *J Oral Implantol*. 2006;32(1):14–8. Review.
43. Kalra M, Aparna IN, Dhanasekar B. Evolution of Surgical Guidance in Implant Dentistry. *Dent Update*. 2013 Sep;40:577–82. Review.

44. Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, Wagner A. Computer-Aided Navigation in Dental Implantology: 7 Years of Clinical Experience. *J Oral and Maxillofac Surg*. 2004 Mar;62(3):329–34.
45. Birkfellner W, Solar P, Gahleitner A, Huber K, Kainberger F, Kettenbach J, Homolka P, Diemling M, Watzek G, Bergmann H. In-vitro assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Feb;12(1):69–78.
46. Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M. Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2003 Nov-Dec;18(6):886–93.
47. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6):389–94.
48. Parel SM, Triplett RG. Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Sep;62(9 Suppl 2):41-7.
49. Sanna AM, Molly L, van Steenberghe D. Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: A cohort study of consecutive patients. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6):331–9.
50. Cranin AN, Klein M, Ley JP, Andrews J, DiGregorio R. An in vitro comparison of the computerized tomography/CAD-CAM and direct bone impression techniques for subperiosteal implant model generation. *J Oral Implant*. 1998;24(2):74–9.
51. Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging*. 1997 Apr;16(2):187–98.



52. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E, Henne M, Tardieu AL. Computer-assisted implant placement: scan template, simplant, surgiguide, and SAFE system. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007 Apr;27(2):141-9.
53. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983 Sep;50(3):399–410.
54. Ghoul WE, Chidiac JJ. Prosthetic requirements for immediate implant loading: a review. *J Prosthodont*. 2012 Feb;21(2):141–54.
55. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:256-70.
56. Sanz-Sánchez I, Sanz-Martín I, Figuero E, Sanz M. Clinical efficacy of immediate implant loading protocols compared to conventional loading depending on the type of the restoration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Aug;26(8):964-82.
57. Sherry JS, Sims LO, Balshi SF. A simple technique for immediate placement of definitive engaging custom abutments using computerized tomography and flapless guided surgery. *Quintessence Int*. 2007 Oct;38(9):755–62.
58. Schrott A, Riggi-Heiniger M, Maruo K, Gallucci GO. Implant Loading Protocols for Partially Edentulous Patients with Extended Edentulous Sites — a systematic review and meta-analysis. *Int J oral Maxillofac Implant*. 2014;29(suppl):239–55.
59. Götz W, Gedrange T, Bourauel C, Hasan I. Clinical, biomechanical and biological aspects of immediately loaded dental implants: a critical review of the literature. *Biomed Tech (Berl)*. 2010 Dec;55(6):311–5.
60. Klee de Vasconcellos D, Bottino MA, Saad PA, Faloppa F. A new device in immediately loaded implant treatment in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Jul-Aug;21(4):615-22.

61. Van de Velde T, Sennerby L, De Bruyn H. The clinical and radiographic outcome of implants placed in the posterior maxilla with a guided flapless approach and immediately restored with a provisional rehabilitation: a randomized clinical. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Nov;21(11):1223-33.
62. Gualini F, Gualini G, Cominelli R, Lekholm U. Outcome of Brånemark Novum implant treatment in edentulous mandibles: a retrospective 5-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Dec;11(4):330–7.
63. D’haese J, Van De Velde T, Elaut L, De Bruyn H. A prospective study on the accuracy of mucosally supported stereolithographic surgical guides in fully edentulous maxillae. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Apr;14(2):293-303.
64. Vercruyssen M, Jacobs R, Van Assche N, van Steenberghe D. The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. *J Oral Rehabil.* 2008 Jun;35(6):454–74.
65. Voulgarakis A, Strub JR, Att W. Outcomes of implants placed with three different flapless surgical procedures: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 Apr;43(4):476-86.
66. Van Assche N, van Steenberghe D, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy assessment of computer-assisted flapless implant placement in partial edentulism. *J Clin Periodontol.* 2010 Apr;37(4):398–403.
67. Cassetta M, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S, Barbato E. Accuracy of two stereolithographic surgical templates: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 Jun;15(3):448–59.
68. Cassetta M, Stefanelli LV, Giansanti M, Calasso S. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical template. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 May-Jun;27(3):655-63

69. Platzer S, Bertha G, Heschl A, Wegscheider WA, Lorenzoni M. Three-Dimensional Accuracy of Guided Implant Placement: Indirect Assessment of Clinical Outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Oct;15(5):724-34
70. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009 Jan;28(1):44-56.
71. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008 May 10;204(9):505-11.
72. Sanchez M. Métodos CAD-CAM en prótesis. *Gaceta Dental*. 2011 sep;24.
73. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont*. 1999 May-Jun;12(3):209-15.
74. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009 Mar 1;14(3):E141-5.
75. Kapos T, Evans C. CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Suppl):117-36.
76. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.
77. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001;10(2):85-92.
78. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):30-7.

79. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 May-Jun;25(3):506-15.
80. Waskewicz G, Ostrowski J, Parks V. Photoelastic Analysis of Stress Distribution Transmitted From a Fixed Prosthesis Attached to Osseointegrated Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Apr;9:405–11.
81. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Nov-Dec;19(6):810-8.
82. Sartori I, Ribeiro R, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent*. 2004 Aug;92(2):132-8.
83. Karl M, Taylor TD. Effect of Material Selection on the Passivity of Fit of Implant-Supported Restorations Created with Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Jul-Ago;26(4):739–45.
84. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*. 1996 Nov;76(5):500–9.
85. Duyck J, Vrielinck L, Lambrichts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, Naert I. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting ill-fitting prostheses: an animal study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005 Jan;7(3):150–8.
86. Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1997 Feb;83(2):198–205.

87. Jemt T. Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Prostheses Supported by Brånemark Implants in Edentulous Jaws: A Study of Treatment From the Time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Fall;6(3):270-6.
88. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Mar-Apr;9(2):169-78.
89. Abduo J, Lyons K. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *J Prosthodont Res*. 2012 Apr;56(2):102-9.
90. Guichet D, Caputo A, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr;15(2):239-46.
91. Kan J, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999 Jan;81(1):7-13.
92. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar-Apr;11(2):151-8.
93. Riedy S, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*. 1997 Dec;78(6):596-604.
94. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Feb;25(2):165-74.
95. Chang T, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Sep-Oct;20(5):720-5.

96. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar;89(3):256–60.
97. May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1997 May;77(5):497–502.
98. Calderini A, Maiorana C, Garlini G, Abbondanza T. A simplified method to assess precision of fit between framework and supporting implants: a preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):831–8.
99. Jemt T, Rubenstein J, Carlsson L, Lang B. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996 Mar;75(3):314–25.
100. Mulcahy C, Sci B, Sherriff M, Walter JD, Ed F, Fenlon MR. Measurement of Misfit at the Implant-Prosthesis Interface: An Experimental Method Using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):111–8.
101. Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between “virtual” and “physical” assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 May;14 Suppl 1:e175–82.
102. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2011 May-Jun;24(3):207–20.
103. Danilatos G, Rattenberger J, Dracopoulos V. Beam transfer characteristics of a commercial environmental SEM and a low vacuum SEM. *J Microsc*. 2011 May;242(2):166–80.
104. Sierralta M, Vivas J, Razzoog ME, Wang RF. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. *Int J Dent*. 2012; 2012: 374315. Published online 2012 Apr 8.

105. Esteve L. Mejorando el ajuste pasivo: una revisión. *Gaceta Dental* 2009;193.
106. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-Retained Versus Screw-Retained Implant Restorations: A Critical Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Sep-Oct;18(5):719–28.
107. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent*. 2006 Mar;95(3):194–200.
108. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Enkling N, Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Jan;26(1):44-9.
109. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 May-Jun;28(3):687–93.
110. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2011 Apr;27(4):356–63.
111. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil*. 1995 Aug;22(8):557–64.
112. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont*. 2003 Mar-Apr;16(2):194-200.
113. Al-fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A Comparison of the Accuracy of Fit of 2 Methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont*. 2007 Mar-Apr;20(2):125–32.

114. Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Örtorp A, Jemt T. The Precision of Fit of Milled Titanium Implant Frameworks (I-Bridge®) in the Edentulous Jaw. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Jun 1;12(2):81-90
115. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Sep-Oct;25(5):920–9.
116. Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg J, Jemt T. Precision of Fit to Implants: A Comparison of Cresco™ and Procera® Implant Bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Dec;12(4):271-80.
117. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont*. 2011 Jun;20(4):267–74.
118. de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent*. 2007 Oct;35(10):800–5.
119. Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Aug;19:772–9.
120. Oyagüe R, Turrión A, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent*. 2009 Jan;37:52–8.
121. Helldén LB, Dérand T. Description and Evaluation of a Simplified Method to Achieve Passive Fit Between Cast Titanium Frameworks and Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Mar-Apr;13(2):190–6.
122. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989 Oct;62(4):405–8.



123. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J*. 2008 Jan;27(1):29–34.
124. Zanardi P, Costa B, Stegun R, Sesma N, Mori M, Laganá DC. Connecting accuracy of interchanged prosthetic abutments to different dental implants using scanning electron microscopy. *Braz Dent J*. 2012;23(5):502-7.
125. Hinckfuss S, Conrad H, Lin L, Lunos S, Seong WJ. Effect of surgical guide design and surgeon's experience on the accuracy of implant placement. *J Oral Implantol*. 2012 Aug;38(4):311-23.
126. Cushen S, Turkyilmaz I. Impact of operator experience on the accuracy of implant placement with stereolithographic surgical templates: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2013 Apr;109(4):248–54.

## **9. APÉNDICE**

## 9. APÉNDICE.

### 9.1 TABLA DE RECOGIDA DE DATOS.

#### MEDICIONES REGISTRADAS EN EL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO. AJUSTE MARGINAL MEDIDO EN MICRAS (μ) DESDE VESTIBULAR

												GRUPO
												1
MANDIBULA	IMPLANTE			IMPLANTE			IMPLANTE			IMPLANTE		
1	42			41			31			32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 45,8	D 31,3	C 8,27	D 31,6	D 12,1	0	M 41,4	M 9,37	C 0	M 44,1	M 2,81	0
	45,73	28,91	4,97	29,43	11,55	0	39,74	9,1	0	43,51	2,11	0
	45,46	26,95	1,38	32,38	11,01	0	36,16	7,17	0	43,23	2,27	0
	45,46	25,21	1,1	30,54	10,46	0	34,23	6,61	0	42,96	1,89	0
	45,2	23,4	0	29	11	0	33,6	6,64	0	41,4	0	0
	44,92	23,04	0	29,06	9,35	0	32,02	6,34	0	40,75	0	0
	44,64	20,21	0	30,54	9,9	0	30,91	4,96	0	39,93	0	0
	44,37	19,78	0	29,06	9,35	0	28,71	3,32	0	38,56	0	0
	C 44,1	M 18,5	M 0	C 29,8	M 9,44	0	C 27,6	D 3,35	D 0	C 38,0	D 0	0
MANDIBULA	IMPLANTE			IMPLANTE			IMPLANTE			IMPLANTE		
2	42			41			31			32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 22,9	0	0	D 78,5	D 58,2	C 35,07	M 56,00	M 10,6	0	M 24,14	0	0
	22,24	0	0	75,61	57,11	33,95	56	10,16	0	23,5	0	0
	21,58	0	0	75,17	55,14	34,18	52,03	9,72	0	22,42	0	0
	19,16	0	0	73,63	52,95	33,51	50,05	9,28	0	21,99	0	0
	15,9	0	0	69,22	50,7	34,4	48,1	8,82	0	19,4	0	0
	12,55	0	0	68,56	49,89	36,41	46,74	8,39	0	19,4	0	0
	11,23	0	0	71,86	48,35	37,53	44,76	8,39	0	18,75	0	0
	9,03	0	0	72,8	47,7	37,97	42,11	4,86	0	17,03	0	0
	C 7,5	0	0	C 70,1	M 47,2	M 37,32	C 40,6	D 4,41	0	C 15,9	0	0
MANDIBULA	IMPLANTE			IMPLANTE			IMPLANTE			IMPLANTE		
3	42			41			31			32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
MANDIBULA	IMPLANTE			IMPLANTE			IMPLANTE			IMPLANTE		
4	42			41			31			32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	D 23,4	0	C 0	M 22,1	0	0	0	0	0
	0	0	0	17,66	0	1,55	16,58	0	0	0	0	0
	0	0	0	15,45	0	2,66	13,71	0	0	0	0	0
	0	0	0	13,03	0	5,09	12,38	0	0	0	0	0
	0	0	0	7,95	0	5,29	6,19	0	0	0	0	0
	0	0	0	5,96	0	7,07	5,31	0	0	0	0	0
	0	0	0	5,52	0	9,5	2,66	0	0	0	0	0
	0	0	0	2,66	0	16,13	2,43	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	M 19	C 0	0	0	0	0	0

MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
5	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	D 34,8	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	34,18	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	30,43	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	27,57	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	24,7	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	22,27	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	18,75	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	14,11	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	C 11,0	0	0	0	0	0	0	0	0	
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
6	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
7	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 10,2	0	0	D 26,0	0	C 0	M 58,7	M 44,6	C 0	M 30,9	M 12,8	0
	7,32	0	0	26	0	0	52,5	40,36	0	24,08	14,13	0
	3,11	0	0	25,35	0	0	49	39,06	0	20,33	10,59	0
	1,61	0	0	23,83	0	0	48,34	40,15	0	19,88	11,48	0
	0	0	0	22,1	0	0	49	38,4	0	19	15	0
	0	0	0	21,67	0	0	48,35	39,49	0	16,35	15,23	0
	0	0	0	20,8	0	0	48,13	36,22	0	14,58	14,79	0
	0	0	0	18,63	0	0	48,78	28,8	0	15,02	18,32	0
0	0	M 0	16,63	0	M 0	C 49	25,6	D 0	C 15	D 17,6	0	
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
8	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	D 7,06	D 13,7	C 0	M 12,4	0	C 0	0	0	0
	0	0	0	7,72	13,87	0	11,74	0	0	0	0	0
	0	0	0	8,82	13,12	0	10,41	0	0	0	0	0
	0	0	0	8,6	13,7	0	8,42	0	0	0	0	0
	0	0	0	9,7	14,6	0	5,75	0	0	0	0	0
	0	0	0	7,94	15,29	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	9,26	14,45	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	9,7	16,54	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	C 10,6	M 15,4	M 0	C 0	0	D 0	0	0	0	

GRUPO 2

GRUPO  
2

MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
9	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	M 0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
10	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
11	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	M 0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
12	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	M 45,7	M 83,6	C 67,5
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	65,85	90,36	65,23
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	61,66	87,82	63,68
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	52,18	88,38	60,6
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	42,8	86,5	59,3
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	55,6	88,71	58,85
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	44,23	87,93	57,51
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	46,66	90,36	55,31
0	0	M 0	0	0	M 0	0	0	D 0	C 46,8	84,3	D 48,7	

MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
13	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 76,1	D 8,27	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
	66,3	8,82	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	60,22	8,26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	57,46	7,99	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	56,2	7,72	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	43,92	7,72	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	38,95	6,89	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	35,91	1,95	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
C 33,6	M 0	M 0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0	
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
14	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	D 90	D 99,3	C 122	M 21,2	M 3,14	C 11,5	0	0	0
	0	0	0	89,35	100,78	125,62	20,1	2,75	11,83	0	0	0
	0	0	0	90,89	101,44	128,45	18,11	2,94	13,55	0	0	0
	0	0	0	90,67	100,11	129,15	17	3,34	15,27	0	0	0
	0	0	0	93,1	101	129	15,02	3,53	15	0	0	0
	0	0	0	92	99,01	136,23	12,59	3,93	15,06	0	0	0
	0	0	0	91,11	99,89	137,12	12,37	4,14	13,55	0	0	0
	0	0	0	94,65	99,23	139,77	11,93	5,89	16,78	0	0	0
0	0	0	94,4	M 101	M 138	C 11,26	D 7,94	D 18,5	0	0	0	
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
15	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 41,5	0	C 0	D 13,7	0	C 10,6	0	0	C 0	0	0	0
	33,61	0	0	12,8	0	11,45	0	0	0	0	0	0
	23,55	0	0	11,92	0	12,72	0	0	0	0	0	0
	16,05	0	0	10,81	0	12,14	0	0	0	0	0	0
	13,7	0	0	7,06	0	15	0	0	0	0	0	0
	13,7	0	0	8,84	0	15,69	0	0	0	0	0	0
	12,63	0	0	7,28	0	16,75	0	0	0	0	0	0
	10,06	0	0	3,09	0	17,17	0	0	0	0	0	0
C 0	0	M 0	C 0	0	M 18,1	0	0	D 0	0	0	0	
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
16	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	D 55,1	0	C 0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	45,88	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	44,78	0	1,52	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	40,81	0	3,34	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	40,6	0	7,5	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	36,84	0	11,88	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	38,38	0	16,25	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	39,04	0	21,46	0	0	0	0	0	0
0	0	0	C 37,5	0	M 22,9	0	0	0	0	0	0	

**MANDIBULA**

**17**

IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	0	0

**MANDIBULA**

**18**

IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	0	0	D 75,0	D 56,0	C 89,5	0	0	C 0	0	0	C 0
0	0	0	74,74	56,89	84,21	0	0	0	0	0	3,82
0	0	0	70,99	57,12	83,55	0	0	0	0	0	6,78
0	0	0	69,89	58,22	82,45	0	0	0	0	0	10,18
0	0	0	65,7	59,1	80,7	0	0	0	0	0	10,6
0	0	0	67,68	58,44	78,07	0	0	0	0	0	12,08
0	0	0	65,48	58,88	76,53	0	0	0	0	0	13,99
0	0	0	61,07	62,85	75,66	0	0	0	0	0	15,05
0	0	0	C 60,9	M 63,5	M 75,4	0	0	D 0	0	D 0	D 16,3

**GRUPO 4**

**MANDIBULA**

**19**

IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	0	0

**MANDIBULA**

**20**

IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	D 10,2	C 47,2	0	D 14,6	C 26,5	0	0	0	0	M 4,85	C 12,8
0	10,82	48,32	0	14,76	25,78	0	0	0	0	7,55	12,8
0	11,26	47,44	0	15,2	26,87	0	0	0	0	7,75	10,59
0	12,58	48,76	0	15,42	25,57	0	0	0	0	9,01	11,25
0	12,8	48,1	0	16,3	26	0	0	0	0	8,38	7,5
0	12,14	48,1	0	16,52	25,13	0	0	0	0	9,01	7,06
0	12,58	47,66	0	18,94	24,27	0	0	0	0	9,43	6,68
0	14,13	48,1	0	17,18	23,4	0	0	0	0	9,85	6,4
0	M 16,3	M 48,5	0	19	M 22,9	0	0	0	0	D 9,7	D 0

				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
MANDIBULA												
21	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 5,31	C 29,1	0	D 51,2	C 86,9	0	M 15	C 58,7	0	0	0
	0	8,52	29,3	0	53,13	86,26	0	15,02	56,11	0	0	0
	0	6,61	31,06	0	53,58	82,29	0	14,14	51,43	0	0	0
	0	7,67	32,6	0	55,34	81,63	0	17	47,87	0	0	0
	0	10,22	32,6	0	56	80,3	0	15,9	47,2	0	0	0
	0	12,14	33,48	0	56,44	79,64	0	16,78	46,76	0	0	0
	0	12,78	33,7	0	56,66	78,1	0	17,23	47,65	0	0	0
	0	12,78	33,04	0	57,32	78,76	0	18,55	46,31	0	0	0
	0	M 11,5	M 33,5	0	M 59,6	M 78,1	0	D 19,4	D 42,3	0	D 0	0
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
22	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	C 17,2	D 0	D 108	C 123	0	0	C 0	0	M 32,2	C 42,8
	0	0	17,14	11,89	108,89	120,04	0	0	0	0	31,21	42,32
	0	0	16,93	18,5	108,66	124,44	0	0	0	0	34,7	41,88
	0	0	16,93	18,72	107,56	123,56	0	0	0	0	36,66	41,01
	0	0	15	20,7	108	124	0	0	0	0	37,1	39,7
	0	0	15	23,34	108,66	125,54	0	0	0	0	35,57	39,05
	0	0	15,64	23,12	113,53	123,56	0	0	0	0	34,92	38,83
	0	0	14,57	24,22	116,19	123,12	0	0	0	0	37,54	38,61
	0	0	M 15	C 25,6	M 120	M 121	0	0	D 0	0	D 38,4	D 38,8
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
23	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 0	D 62,2	C 80,7	D 26,5	D 98,4	C 136	M 12,4	M 31,8	C 44,6	0	M 30,0	C 26
	0	62,83	78,28	34,62	101,5	133,65	13,55	30,21	41,74	0	30,19	25,32
	0	63,5	73,68	43,44	104,14	132,1	13,98	30,21	39,09	0	34,6	25,54
	0	65,04	73,68	49,17	105,68	132,1	15,05	31,53	38,87	0	35,7	25,1
	0	65,7	72,8	53,8	107	131	17,2	34,4	37,1	0	35,7	22,9
	4,19	68,79	68,63	59,31	106,56	129,46	21,29	32,64	38,43	0	35,92	20,48
	5,3	70,99	67,76	61,3	110,3	128,35	25,37	33,08	36	0	37,02	20,04
	6,18	70,99	63,37	64,14	112,06	124,6	27,09	30,43	31,14	0	36,58	18,94
	C 6,62	M 70,6	M 61,3	C 67,9	M 115	M 121	C 30,9	D 30,0	D 27,3	0	D 37,1	D 11,5
MANDIBULA				VESTIBULAR			VESTIBULAR					
24	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	D 28,5	D 64,8	C 79,6	M 19,4	M 32,4	C 0	M 0	M 33,3	0
	0	0	0	28,97	67,28	79,32	20,1	25,64	0	6,53	31,8	0
	0	0	0	28,75	68,16	75,79	20,33	20,89	0	8,85	32,9	0
	0	0	0	29,63	67,72	74,03	17,01	22,77	0	10,39	32,68	0
	0	0	0	31,5	67,5	74,8	28,5	21	0	9,95	31,8	0
	0	0	0	33,37	64,19	74,47	34,58	21,11	0	11,61	32,9	0
	0	0	0	33,04	60,88	74,69	36,45	19,23	0	11,5	29,61	0
	0	0	0	33,15	65,29	72,48	37,56	21,22	0	11,17	29,83	0
	0	0	M 0	C 33,1	M 64,8	M 72,3	C 38,2	D 20,3	D 0	C 10,6	D 28,0	0



## MANDIBULA

25	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	M 0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0

## MANDIBULA

26	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	M 0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0

## MANDIBULA

27	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	M 0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0

## MANDIBULA

28	IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	0	C 0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0

VESTIBULAR VESTIBULAR

MANDIBULA

29

IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	M	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0

MANDIBULA

30

IMPLANTE 42			IMPLANTE 41			IMPLANTE 31			IMPLANTE 32		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	0	0	0	0	C 0	0	0	C 0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	M 0	0	0	M 0	0	0	D 0	0	D 0	0

**MEDICIONES REGISTRADAS EN EL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO.**  
**AJUSTE MARGINAL MEDIDO EN MICRAS(μ) DESDE LINGUAL.**

GRUPO 1				LINGUAL				LINGUAL				LINGUAL			
MANDIBULA 1				IMPLANTE 31				IMPLANTE 41				IMPLANTE 42			
DISTAL	CENTRO	MESIAL		DISTAL	CENTRO	MESIAL		MESIAL	CENTRO	DISTAL		MESIAL	CENTRO	DISTAL	
0	D 0	C 28,7		0	D 0	C 25,4		M 0	M 0	C 5,07		M 0	M 0	C 33,1	
0	0	32,39		0	0	25,51		0	0	6,84		0	0	34,08	
0	1,68	35,12		0	1,03	26,05		0	0	7,94		0	0	36,7	
0	2,21	36,21		0	1,25	28,2		0	0	9,49		0	0	38,67	
0	2,27	38,6		0	1,99	29,2		0	0	10,58		0	0	41,9	
0	3,31	38,93		0	2,01	30,88		0	0	12,57		0	0	43,26	
0	4,69	40,56		0	3	32,22		0	0	13,45		0	0	44,35	
0	5,52	41,38		0	3,24	33,83		0	0	20,29		0	0	46,97	
0	M 6,35	M 44,1		0	M 3,49	M 34,2		C 0	D 0	D 24,7		C 0	D 0	D 48,5	
				LINGUAL				LINGUAL				LINGUAL			
MANDIBULA 2				IMPLANTE 31				IMPLANTE 41				IMPLANTE 42			
DISTAL	CENTRO	MESIAL		DISTAL	CENTRO	MESIAL		MESIAL	CENTRO	DISTAL		MESIAL	CENTRO	DISTAL	
0	0	C 9,26		0	D 23,8	C 64,4		M 34,0	M 25,1	C 64,4		0	M 7,51	C 20,7	
0	0	10,12		0	22,72	60,68		27,85	24,71	64,82		0	10,83	20,52	
0	0	12,54		0	21,64	63,09		26,33	24,05	61,73		0	15,03	21,61	
0	0	13,2		0	23,8	62,43		24,37	25,81	62,39		0	14,37	23,79	
0	0	15,4		0	22,1	62,6		29,6	21,2	65,3		0	13,7	27,3	
0	0	15,4		0	24,88	62,65		29,38	25,82	70,77		0	15,03	28,37	
0	0	16,06		0	22,72	62,21		30,03	27,58	74,08		0	16,57	31,21	
0	0	15,62		0	22,94	62,43		30,46	28,47	71,87		0	19,01	36,88	
0	0	M 15,41		0	M 22,5	M 64,4		C 30,9	D 27,8	D 75,4		0	D 20,3	D 37,1	
				LINGUAL				LINGUAL				LINGUAL			
MANDIBULA 3				IMPLANTE 31				IMPLANTE 41				IMPLANTE 42			
DISTAL	CENTRO	MESIAL		DISTAL	CENTRO	MESIAL		MESIAL	CENTRO	DISTAL		MESIAL	CENTRO	DISTAL	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
0	0	0		0	0	0		0	0	0		0	0	0	
				LINGUAL				LINGUAL				LINGUAL			
MANDIBULA 4				IMPLANTE 31				IMPLANTE 41				IMPLANTE 42			
DISTAL	CENTRO	MESIAL		DISTAL	CENTRO	MESIAL		MESIAL	CENTRO	DISTAL		MESIAL	CENTRO	DISTAL	
0	0	0		0	D 38,4	C 40,1		M 20,3	M 54,3	C 40,6		0	0	0	
0	0	0		0	42,37	37,9		24,18	54,52	39,05		0	0	0	
0	0	0		0	42,59	37,68		26,57	54,96	38,17		0	0	0	
0	0	0		0	42,81	36,58		29,84	55,62	37,73		0	0	0	
0	0	0		0	43,2	36,6		31,8	56	36,6		0	0	0	
0	0	0		0	46,35	32,83		33,98	56,51	35,96		0	0	0	
0	0	0		0	46,79	31,07		35,07	58,05	34,86		0	0	0	
0	0	0		0	51,86	28,42		35,72	59,82	33,54		0	0	0	
0	0	0		0	M 52,1	M 25,1		C 35,7	D 60,9	D 27,8		0	0	0	



MANDIBULA 9	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 0	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	C 0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	D 0
LINGUAL LINGUAL												
MANDIBULA 10	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 0	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0
LINGUAL LINGUAL												
MANDIBULA 11	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 0	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0
LINGUAL LINGUAL												
MANDIBULA 12	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 43,0	D 0	0	D 0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
	39,69	0	0	2,43	0	0	0	0	0	0	0	0
	37,71	0	0	7,06	0	0	0	0	0	0	0	0
	35,39	0	0	7,94	0	0	0	0	0	0	0	0
	35,1	0	0	9,7	0	0	0	0	0	0	0	0
	34,29	0	0	7,83	0	0	0	0	0	0	0	0
	29,44	0	0	7,61	0	0	0	0	0	0	0	0
	25,91	0	0	7,72	0	0	0	0	0	0	0	0
	C 25,1	0	0	C 8,38	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0

GRUPO 3

MANDIBULA 13	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 0	0	0	0	0	M 0	M 0	C 15,78	M 0	M 48,34	C 100,32
	0	0	0	0	0	0	0	0	19,67	0	50	99,49
	0	0	0	0	0	0	0	0	20,5	0	50,28	98,39
	0	0	0	0	0	0	0	0	18,56	0	50,83	100,87
	0	0	0	0	0	0	0	0	21,5	0	51,38	101,42
	0	0	0	0	0	0	0	0	19,67	7,48	53,31	100,32
	0	0	0	0	0	0	0	0	18,28	10,81	57,18	93,7
	0	0	0	0	0	0	0	0	13,02	14,4	59,12	92,05
0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 17,6	D 66,02	D 91,5	
LINGUAL						LINGUAL						
MANDIBULA 14	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 3,53	0	D 24,3	D 32,6	C 21,2	M 148	M 128	C 101	0	0	0
	0	5,31	0	20,99	32,82	20,76	147,12	128,02	100,34	0	0	0
	0	6,41	0	16,57	31,95	20,32	144,47	129,78	97,9	0	0	0
	0	6,86	0	13,7	32,6	21,64	148,44	129,12	93,25	0	0	0
	0	6,19	0	9,26	33,5	22,9	149	130	92,2	0	0	0
	0	6,86	0	9,06	33,69	23,41	147,12	132,86	91,03	0	0	0
	0	7,08	0	9,06	33,25	24,51	144,69	127,58	89,7	0	0	0
	0	7,74	0	8,62	33,03	23,41	140,71	126,47	89,04	0	0	0
0	M 7,94	0	C 8,82	M 34,4	M 22,5	C 139	D 124	87,8	0	0	0	
LINGUAL						LINGUAL						
MANDIBULA 15	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 0	D 9,26	C 3,12	0	D 16,8	0	M 17,6	M 61,8	C 54,7	M 0	M 35,7	C 59,6
	0	7,21	2,74	0	14,6	0	25,34	62,83	53,84	2,16	30,5	57,14
	0	8,04	2,15	0	13,05	0	34,59	65,7	50,53	4,51	34,16	56,7
	0	9,48	0	0	10,18	0	38,78	63,27	51,19	5,59	34,16	56,92
	0	6,18	0	0	11,5	0	42,3	67,9	48,1	5,29	37,5	55,6
	1,85	7,21	0	0	12,61	0	44,5	69,22	42,58	6,66	36,36	53,83
	3,5	6,6	0	0	9,95	0	46,49	70,99	37,29	8,59	34,16	50,75
	5,34	5,36	0	0	10,84	0	47,15	71,43	33,98	14,6	32,84	46,77
C 5,75	5,29	0	0	M 11,5	0	C 48,5	D 71,5	D 24,7	C 14,6	D 35,3	D 44,6	
LINGUAL						LINGUAL						
MANDIBULA 16	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 8,82	5,29	0	0	0	M 28,7	M 59,6	C 84,3	M 0	M 15,0	C 51,2
	0	9,72	5,09	0	0	0	32,01	60,43	84,02	2,23	14,52	51,14
	0	8,39	4,68	0	0	0	38,42	61,53	86,87	5,98	13,86	49,61
	0	9,28	4,28	0	0	0	39,08	62,86	85,56	9,52	15,62	49,17
	0	6,62	0	0	0	0	39,3	64,4	83,8	12,4	17,6	50,7
	0	6,62	0	0	0	0	44,82	61,09	81,17	14,84	17,16	43,71
	0	7,52	0	0	0	0	47,47	62,2	76,56	17,94	15,62	37,59
	0	8,39	0	0	0	0	49,01	64,18	64,93	18,6	16,94	29,94
0	8,39	0	0	0	0	C 54,3	D 65,7	52,9	C 19	D 19,9	15,4	

MANDIBULA 17			LINGUAL			LINGUAL					
IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	D 0	0	D 12,8	D 16,8	0	M 0	M 21,2	C 15,7	M 0	M 13,0	C 26,7
0	0	0	15,69	12,58	0	2,21	22,64	15,36	0	12,15	26,52
0	0	0	20,26	10,49	0	2,05	24,07	14,16	0	14,75	27,28
0	0	0	19,17	9,05	0	14,12	21,42	12,19	0	15,51	26,08
0	0	0	18,3	6,4	0	16,1	21,2	9,27	0	14,1	25,1
0	0	0	18,95	8,83	0	16,1	18,99	7,55	0	12,26	21,5
0	0	0	18,19	8,06	0	17,53	21,2	3,69	0	12,04	14,84
0	0	0	20,59	4,75	0	18,08	21,75	0	0	12,69	13,97
0	0	0	C 21,0	M 5,29	0	C 18,5	D 21,4	D 0	C 0	D 11,9	12,1
			LINGUAL			LINGUAL					
MANDIBULA 18			IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	0	0	0	0	0	M 95,7	M 86,9	C 78,1	M 0	M 0	0
0	0	0	0	0	0	97,21	86,02	76,53	0	0	0
0	0	0	0	0	0	104,08	79,66	78,52	0	0	0
0	0	0	0	0	0	104,31	85,14	77,86	0	0	0
0	0	0	0	0	0	105	86,9	79,4	0	0	0
0	0	0	0	0	0	104,54	84,49	76,54	0	0	0
0	0	0	0	0	0	104,31	79,44	76,09	0	0	0
0	0	0	0	0	0	103,4	75,27	73,22	0	0	0
0	0	0	0	0	0	105	D 70,6	D 69,3	C 0	D 0	0
GRUPO 4											
MANDIBULA 19			IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	D 0	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0
			LINGUAL			LINGUAL					
MANDIBULA 20			IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	D 0	0	0	D 0	0	M 17,6	M 0	0	M 30,4	M 0	0
0	0	0	0	0	0	17,16	0	0	27,57	0	0
0	0	0	0	0	0	16,5	0	0	20,52	0	0
0	0	0	0	0	0	14,3	0	0	16,55	0	0
0	0	0	0	0	0	11	0	0	15	0	0
0	0	0	0	0	0	10,13	0	0	13,02	0	0
0	0	0	0	0	0	7,92	0	0	6,62	0	0
0	0	0	0	0	0	6,38	0	0	5,08	0	0
0	0	0	0	0	0	C 6,18	D 0	0	C 5,29	D 0	0

							LINGUAL					
MANDIBULA 21	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 0	0	D 21,2	D 0	0	M 62,2	M 10,6	C 14,1	M 22,1	M 0	0
	0	0	0	15,58	0	0	61,96	7,73	14,78	16,47	0	0
	0	0	0	10,17	0	0	56,45	8,14	14,34	12,35	0	0
	0	0	0	8	0	0	55,34	5,9	15,89	6,94	0	0
	0	0	0	4,41	0	0	53,8	5,29	15	2,21	0	0
	0	0	0	0	0	0	52,26	4,28	14,56	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	50,27	2,07	14,78	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	48,73	0	13,68	0	0	0
0	0	0	0	0	0	C 46,3	D 0	D 17,87	C 0	D 0	0	
						LINGUAL						
MANDIBULA 22	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 14,6	0	0	0	D 0	0	M 110	M 9,70	0	M 16,3	M 0	0
	14,54	0	0	0	0	0	109,99	9,93	0	14,59	0	0
	13,5	0	0	0	0	0	106,04	10,16	0	9,87	0	0
	11,84	0	0	0	0	0	99,67	10,63	0	4,93	0	0
	7,06	0	0	0	0	0	96,6	9,7	0	0	0	0
	6,23	0	0	0	0	0	93,31	9,93	0	0	0	0
	5,82	0	0	0	0	0	92,43	9,7	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	89,14	8,09	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	C 87,8	D 6,62	0	C 0	D 0	0	
						LINGUAL						
MANDIBULA 23	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	D 54,7	0	0	D 53,4	D 8,38	C 6,62	M 112	M 14,1	C 26,9	M 64,8	M 0	0
	45,2	0	0	43,86	7,14	7,09	99,7	12,13	25,76	58,62	0	0
	41,05	0	0	36,59	6,51	7,09	91,54	10,14	25,1	57,29	0	0
	40,17	0	0	32,4	6,73	7,76	85,14	10,36	23,12	53,99	0	0
	39,3	0	0	31,3	8,82	4,43	77,2	9,26	22,9	49,8	0	0
	26,64	0	0	30,86	6,09	4,66	70,8	8,38	24	49,14	0	0
	23,8	0	0	30,64	6,51	0	68,16	7,5	21,58	45,61	0	0
	22,49	0	0	30,2	4,41	0	63,97	7,28	21,14	40,33	0	0
C 21,6	0	0	C 30	M 4,41	M 3,53	C 62,2	D 7,06	D 22,5	C 34,0	D 0	0	
						LINGUAL						
MANDIBULA 24	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 0	0	0	D 0	0	M 67,5	M 19,9	C 23,6	M 0	M 0	0
	0	0	0	0	0	0	57,98	18,68	21,32	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	55,67	14,58	20,34	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	48,53	11,99	20,01	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	44,8	10,8	19,9	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	41,73	10,26	22,96	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	35,69	10,58	24,05	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	32,83	10,15	26,13	0	0	0
0	0	0	0	0	0	C 32,4	D 10,4	D 27,6	C 0	D 0	0	



				LINGUAL			LINGUAL					
GRUPO 5 MANDIBULA 25	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 0	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0
				LINGUAL			LINGUAL					
MANDIBULA 26	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	0	0	0	D 11,0	0	M 0	M 17,1	0	M 0	M 0	0
	0	0	0	0	7,74	0	0	19,32	0	0	0	0
	0	0	0	0,79	4,57	0	0	19,96	0	0	0	0
	0	0	0	2,19	5,76	0	0	17,82	0	0	0	0
	0	0	0	3,97	3,97	0	0	17,6	0	0	0	0
	0	0	0	2,81	2,19	0	0	19,75	0	0	0	0
	0	0	0	3,37	1,39	0	0	17,6	0	0	0	0
	0	0	0	3,78	0	0	0	16,96	0	0	0	0
	0	0	0	C 4,43	0	0	C 0	D 16,3	0	C 0	D 0	0
				LINGUAL			LINGUAL					
MANDIBULA 27	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 0	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0
				LINGUAL			LINGUAL					
MANDIBULA 28	IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
	DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
	0	D 10,1	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
	0	9,97	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	9,97	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	9,55	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	7,06	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	8,93	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	8,31	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	8,93	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	M 6,62	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0

MANDIBULA			LINGUAL			LINGUAL					
29											
IMPLANTE 32			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	D 0	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0
			LINGUAL			LINGUAL					
MANDIBULA 30			IMPLANTE 31			IMPLANTE 41			IMPLANTE 42		
DISTAL	CENTRO	MESIAL	DISTAL	CENTRO	MESIAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL	MESIAL	CENTRO	DISTAL
0	D 0	0	0	D 0	0	M 0	M 0	0	M 0	M 0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	C 0	D 0	0	C 0	D 0	0

## 9.2 ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS DE LOS IMPLANTES.

### IMPLANTE 42

	Media	Desv. típ.	Mínimo	Máximo	Percentiles		
					25	50	75
Mandibula 1	18,633889	20,9862489	0,0000	45,0756	0,000000	12,945556	41,896389
Mandibula 2	9,665185	11,4990456	0,0000	27,4978	0,000000	7,352778	18,715278
Mandibula 3	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 4	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 5	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 6	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 7	5,766481	9,7057838	0,0000	24,6756	0,000000	1,235556	11,758056
Mandibula 8	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 9	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula10	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula11	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula12	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula13	35,946111	38,6549250	0,0000	97,5622	4,190833	29,237778	64,928889
Mandibula14	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula15	18,877593	21,4631288	0,0000	53,5456	0,000000	12,600000	39,276389
Mandibula16	11,577593	16,4482551	0,0000	42,0511	0,000000	5,583889	22,697778
Mandibula17	5,786852	9,3511058	0,0000	21,5656	0,000000	0,000000	15,258056
Mandibula18	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula19	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula20	12,685926	18,6525311	0,0000	48,0200	0,000000	6,267222	23,675833
Mandibula21	8,073704	12,4477347	0,0000	32,0422	0,000000	3,337222	15,304722
Mandibula22	3,501850	6,4202845	0,0000	15,9344	0,000000	0,000000	7,79115
Mandibula23	31,790926	34,6293926	0,0000	71,1333	0,000000	26,437222	67,836667
Mandibula24	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula25	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula26	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula27	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula28	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula29	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula30	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000

## IMPLANTE 41

	Media	Desv. típ.	Mínimo	Máximo	Percentiles		
					25	50	75
Mandibula 1	8,824074	11,8626832	0,0000	30,1567	0,000000	5,231111	16,783333
Mandibula 2	47,171296	20,1497646	25,6156	72,8278	28,313889	43,754444	69,103611
Mandibula 3	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 4	23,445741	21,4431378	0,0000	56,7422	5,524167	20,266111	41,211389
Mandibula 5	8,296111	12,8596272	0,0000	25,5756	0,000000	0,000000	24,544722
Mandibula 6	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 7	10,161667	13,0068474	0,0000	29,8122	0,000000	4,411667	24,203889
Mandibula 8	5,315556	6,2006364	0,0000	14,5189	0,000000	4,276111	10,246389
Mandibula 9	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula10	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula11	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula12	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula13	2,721852	6,6671482	0,0000	16,3311	0,000000	0,000000	4,082778
Mandibula14	115,18351	22,7995459	91,7967	145,3944	93,137500	114,31055	135,12694
Mandibula15	28,739259	25,5031808	0,0000	67,1822	6,291667	26,381667	49,871389
Mandibula16	38,870185	29,8842269	0,0000	77,7900	7,070833	41,780000	66,280000
Mandibula17	6,971852	8,7480840	0,0000	21,5411	0,000000	4,328889	14,109444
Mandibula18	78,000926	14,7761402	59,0000	102,6167	65,704167	78,423889	86,855833
Mandibula19	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula20	8,916852	10,6562185	0,0000	25,1578	0,000000	5,953889	18,616111
Mandibula21	35,140185	33,0569848	0,0000	81,3311	3,667500	34,572778	61,938611
Mandibula22	60,0607	56,4809	0,0000	123,14	7,0383	58,392750	111,0758
Mandibula23	67,018519	47,2269114	9,5789	129,8067	20,144722	66,160556	112,50500
Mandibula24	42,379444	24,5209591	13,0378	75,2756	20,418611	38,730000	68,037222
Mandibula25	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula26	3,007593	7,3670672	0,0000	18,0456	0,000000	0,000000	4,511389
Mandibula27	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula28	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula29	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula30	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000

## IMPLANTE 31

	Media	Desv. típ.	Mínimo	Máximo	Percentiles		
					25	50	75
Mandibula 1	11,902407	15,5369021	0,0000	33,8189	0,000000	4,048333	30,578889
Mandibula 2	23,759444	26,4642572	0,0000	62,7656	0,000000	15,651667	52,057222
Mandibula 3	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 4	14,705741	19,9098565	0,0000	45,1633	0,000000	4,520000	36,814167
Mandibula 5	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 6	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 7	23,840185	23,2444564	0,0000	50,2000	0,000000	23,340000	47,170833
Mandibula 8	3,258333	3,8337053	0,0000	9,0633	0,000000	2,536667	6,325833
Mandibula 9	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula10	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula11	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula12	1,222292	2,9939909	0,0000	7,3338	0,000000	0,000000	1,833438
Mandibula13	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula14	17,168333	9,7219288	4,1778	33,0933	11,076111	15,034444	24,994167
Mandibula15	2,056111	5,0364231	0,0000	12,3367	0,000000	0,000000	3,084167
Mandibula16	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula17	4,577778	7,6640777	0,0000	18,3278	0,000000	0,000000	11,436111
Mandibula18	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula19	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula20	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula21	12,087222	19,3827377	0,0000	49,3700	0,000000	3,297778	24,760833
Mandibula22	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula23	22,438287	14,4402765	4,5756	37,1411	6,060556	25,442639	35,889444
Mandibula24	8,457222	13,2080569	0,0000	28,0144	0,000000	0,000000	24,050278
Mandibula25	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula26	1,073333	1,7473270	0,0000	4,0689	0,000000	0,000000	2,795556
Mandibula27	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula28	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula29	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula30	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000

## IMPLANTE 32

	Media	Desv. típ.	Mínimo	Máximo	Percentiles		
					25	50	75
Mandibula 1	13,769259	19,8897508	0,0000	41,3822	0,000000	1,950556	38,344722
Mandibula 2	5,658148	9,0115900	0,0000	20,2811	0,000000	0,000000	15,321111
Mandibula 3	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 4	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 5	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 6	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 7	7,400000	8,5892689	0,0000	19,4600	0,000000	5,251111	15,693333
Mandibula 8	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula 9	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula10	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula11	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula12	38,736111	34,6425674	0,0000	87,5511	0,000000	42,617222	66,611111
Mandibula13	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula14	1,072593	2,6273046	0,0000	6,4356	0,000000	0,000000	1,608889
Mandibula15	1,649630	2,8060471	0,0000	7,1811	0,000000	0,445000	3,165278
Mandibula16	1,723889	3,2843838	0,0000	8,1944	0,000000	0,000000	3,660278
Mandibula17	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula18	1,644444	4,0280498	0,0000	9,8667	0,000000	0,000000	2,466667
Mandibula19	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula20	2,789074	4,3208439	0,0000	8,3922	0,000000	0,000000	8,354722
Mandibula21	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula22	13,979450	18,4249135	0,0000	40,3333	0,000000	4,088350	36,608350
Mandibula23	15,251481	17,3804015	0,0000	34,9944	0,000000	10,878889	34,816111
Mandibula24	6,730000	12,6169749	0,0000	31,4244	0,000000	0,000000	14,572778
Mandibula25	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula26	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula27	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula28	1,471111	3,6034716	0,0000	8,8267	0,000000	0,000000	2,206667
Mandibula29	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000
Mandibula30	0,000000	0,0000000	0,0000	0,0000	0,000000	0,000000	0,000000

## 9.3 PRUEBAS ESTADÍSTICAS.

### Kolmogorov-Smirnov: Grupos según Localizaciones de los implantes.

	N	Parámetros normales(a,b)		Diferencias más extremas			Z Kolmog-	Sig. asintót.
		Media	Desviación típica	Absoluta	Positiva	Negativa	-Smirnov	(bilateral)
DISTAL42V	30	4,539852	12,7602847	0,439	0,439	-0,361	2,404	0,000
CENTRO42V	30	3,984815	12,9364626	0,454	0,454	-0,379	2,488	0,000
MESIAL42V	30	5,629221	16,2935228	0,468	0,468	-0,365	2,566	0,000
DISTAL41V	30	15,981628	25,3426552	0,303	0,303	-0,264	1,657	0,008
CENTRO41V	30	19,713961	35,3585401	0,378	0,378	-0,289	2,071	0,000
MESIAL41V	30	23,795963	42,9160117	0,344	0,344	-0,290	1,883	0,002
MESIAL31V	30	7,004370	14,4620566	0,419	0,419	-0,314	2,296	0,000
CENTRO31V	30	4,209213	9,6980603	0,435	0,435	-0,332	2,380	0,000
DISTAL31V	30	3,369037	11,2775950	0,517	0,517	-0,383	2,834	0,000
MESIAL 32V	30	4,711815	12,5201245	0,480	0,480	-0,353	2,629	0,000
CENTRO32V	30	7,097927	18,4577820	0,429	0,429	-0,350	2,351	0,000
DISTAL32V	30	4,664369	13,3523845	0,470	0,470	-0,363	2,574	0,000
DISTAL32L	30	2,631890	8,7891137	0,484	0,484	-0,382	2,653	0,000
CENTRO32L	30	1,117667	2,6841378	0,495	0,495	-0,339	2,710	0,000
MESIAL32L	30	2,151370	7,3281640	0,449	0,449	-0,385	2,458	0,000
DISTAL31L	30	2,782532	7,5286219	0,444	0,444	-0,356	2,433	0,000
CENTRO31L	30	4,997852	10,7215380	0,346	0,346	-0,321	1,896	0,002
MESIAL31L	30	6,946333	15,8127400	0,436	0,436	-0,330	2,390	0,000
MESIAL41L	30	23,031592	38,2093684	0,327	0,327	-0,273	1,789	0,003
CENTRO41L	30	17,195480	31,0085297	0,297	0,297	-0,290	1,627	0,010
DISTAL41L	30	18,326444	27,3733046	0,282	0,282	-0,252	1,543	0,017
MESIAL42L	30	3,378483	9,6728918	0,403	0,403	-0,363	2,209	0,000
CENTRO42L	30	4,671037	11,9876477	0,452	0,452	-0,348	2,474	0,000
DISTAL42L	30	11,619037	22,9460384	0,427	0,427	-0,306	2,339	0,000

a La distribución de contraste es la Normal.

b Se han calculado a partir de los datos.

### Kolmogorov-Smirnov: Grupos según discrepancias por estructura

	N	Parámetros normales(a,b)		Diferencias más extremas			Z Kolmogorov-Smirnov	Sig. asintót. (bilateral)
		Media	Desviac típica	Absoluta	Positiva	Negativa		
Man 1	24	13,282407	16,6741875	0,275	0,275	-0,213	1,348	0,053
man 2	24	21,563519	23,7100444	0,193	,193	-0,182	0,948	0,330
man 3	24	0,000000	0,000000(c)					
man 4	24	9,537870	17,0593833	0,379	0,379	-0,288	1,855	0,002
man 5	24	2,074028	7,0296411	0,533	0,533	-0,384	2,610	0,000
man 6	24	0,000000	0,000000(c)					
man 7	24	11,792083	15,6146292	0,233	0,233	-0,225	1,143	0,147
man 8	24	2,143472	4,1109070	0,449	0,449	-0,301	2,199	0,000
man 9	24	0,000000	0,000000(c)					
man 10	24	0,000000	0,000000(c)					
man 11	24	0,000000	0,000000(c)					
man 12	24	9,989601	23,4634111	0,457	0,457	-0,335	2,236	0,000
man 13	24	9,666991	23,9996755	0,406	0,406	-0,344	1,991	0,001
man 14	24	33,356111	50,1224312	0,306	0,306	-0,253	1,498	0,022
man 15	24	12,830648	19,6779722	0,257	0,256	-0,257	1,260	0,084
man 16	24	13,042917	22,5317116	0,311	0,311	-0,281	1,522	0,019
man 17	24	4,334120	7,4630200	0,428	0,428	-0,281	2,095	0,000
man 18	24	19,911343	35,0023675	0,424	0,424	-0,285	2,075	0,000
man 19	24	0,000000	0,000000(c)					
man 20	24	6,097963	11,4162274	0,370	0,370	-0,297	1,813	0,003
man 21	24	13,825278	23,0372048	0,289	0,289	-0,274	1,414	0,037
man 22	24	19,385504	37,1829466	0,314	0,314	-0,301	1,540	0,017
man 23	24	34,124803	35,6200983	0,175	0,175	-0,169	0,855	0,457
man 24	24	14,391667	22,0480883	0,326	0,326	-0,257	1,599	0,012
man 25	24	0,000000	0,000000(c)					
man 26	24	1,020231	3,7465298	0,482	0,482	-0,393	2,363	0,000
man 27	24	1,701528	8,3357497	0,539	0,539	-0,419	2,642	0,000
man 28	24	0,367778	1,8017358	0,539	0,539	-0,419	2,642	0,000
man 29	24	0,000000	0,000000(c)					
man 30	24	0,000000	0,000000(c)					



**Test no Paramétricos: Grupo de estudio Discrepancia Marginal Vertical media por implante. En cada GRUPO, Test KRUSKALL WALLIS y después U de Mann Whitney 2 a 2 para descubrir dentro de un mismo grupo, entre qué implantes se dan diferencias estadísticamente significativas.**

## GRUPO 1.

### KRUSKAL-WALLIS

#### Rangos

	implante	N	Rango promedio
VALOR MEDIO	31	6	13,67
	32	6	10,17
	41	6	15,17
	42	6	11,00
	Total	24	

#### Estadísticos de contraste(a,b)

	VALOR MEDIO
Chi-cuadrado	2,305
gl	3
Sig. asintót.	0,512

### U MANN WHITNEY

#### Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	7,33	44,00
	32	6	5,67	34,00
	Total	12		

#### Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	13,000
W de Wilcoxon	34,000
Z	-0,893
Sig. asintót. (bilateral)	0,372
Sig. exacta 2*(Sig. unilateral)]	0,485(a)

- a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante.

#### Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	6,17	37,00
	41	6	6,83	41,00
	Total	12		

#### Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	16,000
W de Wilcoxon	37,000
Z	-0,332
Sig. asintót. (bilateral)	0,740
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,818(a)

- a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante.

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	7,17	43,00
	42	6	5,83	35,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante.

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	14,000
W de Wilcoxon	35,000
Z	-0,714
Sig. asintót. (bilateral)	0,475
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,589(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	5,17	31,00
	41	6	7,83	47,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante.

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	10,000
W de Wilcoxon	31,000
Z	-1,367
Sig. asintót. (bilateral)	0,171
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,240(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	6,33	38,00
	42	6	6,67	40,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante.

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	17,000
W de Wilcoxon	38,000
Z	-0,191
Sig. asintót. (bilateral)	0,849
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	41	6	7,50	45,00
	42	6	5,50	33,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates

b Variable de agrupación: implante.

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	12,000
W de Wilcoxon	33,000
Z	-1,026
Sig. asintót. (bilateral)	0,305
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,394(a)

## GRUPO 2.

### KRUSKAL-WALLIS

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio
VALOR MEDIO	31	6	13,92
	32	6	13,17
	41	6	12,50
	42	6	10,42
	Total	24	

**Estadísticos de contraste(a,b)**

	VALOR MEDIO
Chi-cuadrado	1,157
gl	3
Sig. asintót.	0,763

### U MANN WHITNEY

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	6,67	40,00
	32	6	6,33	38,00
	Total	12		

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	17,000
W de Wilcoxon	38,000
Z	-0,179
Sig. asintót. (bilateral)	0,858
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937(a)

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante.

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	6,83	41,00
	41	6	6,17	37,00
	Total	12		

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	16,000
W de Wilcoxon	37,000
Z	-0,357
Sig. asintót. (bilateral)	0,721
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,818(a)

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	7,42	44,50
	42	6	5,58	33,50
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	12,500
W de Wilcoxon	33,500
Z	-1,048
Sig. asintót. (bilateral)	0,295
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,394(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	6,67	40,00
	41	6	6,33	38,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	17,000
W de Wilcoxon	38,000
Z	-0,191
Sig. asintót. (bilateral)	0,849
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	7,17	43,00
	42	6	5,83	35,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	14,000
W de Wilcoxon	35,000
Z	-0,841
Sig. asintót. (bilateral)	0,400
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,589(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	41	6	7,00	42,00
	42	6	6,00	36,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	15,000
W de Wilcoxon	36,000
Z	-0,631
Sig. asintót. (bilateral)	0,528
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,699(a)

### GRUPO 3.

#### KRUSKAL-WALLIS

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio
VALOR MEDIO	31	6	9,33
	32	6	7,67
	41	6	19,67
	42	6	13,33
	Total	24	

**Estadísticos de contraste(a,b)**

	VALOR MEDIO
Chi-cuadrado	10,509
gl	3
Sig. asintót.	<b>0,015</b>

#### U MANN WHITNEY

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	7,00	42,00
	32	6	6,00	36,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	15,000
W de Wilcoxon	36,000
Z	-0,498
Sig. asintót. (bilateral)	0,618
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,699(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	4,00	24,00
	41	6	9,00	54,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	3,000
W de Wilcoxon	24,000
Z	-2,419
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,016</b>
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,015(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	5,33	32,00
	42	6	7,67	46,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	11,000
W de Wilcoxon	32,000
Z	-1,162
Sig. asintót. (bilateral)	0,245
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,310(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	3,50	21,00
	41	6	9,50	57,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	,000
W de Wilcoxon	21,000
Z	-2,887
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,004</b>
Sig. exacta [2*(Sig.unilateral)]	0,002(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	5,17	31,00
	42	6	7,83	47,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	10,000
W de Wilcoxon	31,000
Z	-1,304
Sig. asintót. (bilateral)	0,192
Sig. exacta [2*(Sig.unilateral)]	0,240(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	41	6	8,17	49,00
	42	6	4,83	29,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	8,000
W de Wilcoxon	29,000
Z	-1,604
Sig. asintót. (bilateral)	0,109
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,132(a)

## GRUPO 4.

### KRUSKAL-WALLIS

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio
VALOR MEDIO	31	6	10,08
	32	6	10,67
	41	6	18,08
	42	6	11,17
	Total	24	

**Estadísticos de contraste(a,b)**

	VALOR MEDIO
Chi-cuadrado	5,250
gl	3
Sig. asintót.	0,154

### U MANN WHITNEY

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	6,33	38,00
	32	6	6,67	40,00
	Total	12		

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	17,000
W de Wilcoxon	38,000
Z	-0,166
Sig. asintót. (bilateral)	0,868
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937(a)

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	4,58	27,50
	41	6	8,42	50,50
	Total	12		

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	6,500
W de Wilcoxon	27,500
Z	-1,875
Sig. asintót. (bilateral)	0,061
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,065(a)

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	6,17	37,00
	42	6	6,83	41,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	16,000
W de Wilcoxon	37,000
Z	-0,332
Sig. asintót. (bilateral)	0,740
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,818(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	4,67	28,00
	41	6	8,33	50,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	7,000
W de Wilcoxon	28,000
Z	-1,774
Sig. asintót. (bilateral)	0,076
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,093(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	6,33	38,00
	42	6	6,67	40,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	17,000
W de Wilcoxon	38,000
Z	-0,163
Sig. asintót. (bilateral)	0,871
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937(a)

**Rangos**

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	41	6	8,33	50,00
	42	6	4,67	28,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.

b Variable de agrupación: implante

**Estadísticos de contraste(b)**

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	7,000
W de Wilcoxon	28,000
Z	-1,774
Sig. asintót. (bilateral)	0,076
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,093(a)



## GRUPO 5.

### KRUSKAL-WALLIS

Rangos

	implante	N	Rango promedio
VALOR MEDIO	31	6	12,83
	32	6	13,00
	41	6	13,17
	42	6	11,00
	Total	24	

Estadísticos de contraste(a,b)

	VALOR MEDIO
Chi-cuadrado	1,110
gl	3
Sig. asintót.	0,775

### U MANN WHITNEY

Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	6,42	38,50
	32	6	6,58	39,50
	Total	12		

Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	17,500
W de Wilcoxon	38,500
Z	-0,123
Sig. asintót. (bilateral)	0,902
Sig. Exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937(a)

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	6,42	38,50
	41	6	6,58	39,50
	Total	12		

Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	17,500
W de Wilcoxon	38,500
Z	-0,123
Sig. asintót. (bilateral)	0,902
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937(a)

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

### Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	31	6	7,00	42,00
	42	6	6,00	36,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

### Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	15,000
W de Wilcoxon	36,000
Z	-1,000
Sig. asintót. (bilateral)	0,317
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,699(a)

### Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	6,42	38,50
	41	6	6,58	39,50
	Total	12		

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

### Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	17,500
W de Wilcoxon	38,500
Z	-0,123
Sig. asintót. (bilateral)	0,902
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937(a)

### Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	32	6	7,00	42,00
	42	6	6,00	36,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

### Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	15,000
W de Wilcoxon	36,000
Z	-1,000
Sig. asintót. (bilateral)	0,317
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,699(a)

### Rangos

	implante	N	Rango promedio	Suma de rangos
VALOR MEDIO	41	6	7,00	42,00
	42	6	6,00	36,00
	Total	12		

a No corregidos para los empates.  
b Variable de agrupación: implante

### Estadísticos de contraste(b)

	VALOR MEDIO
U de Mann-Whitney	15,000
W de Wilcoxon	36,000
Z	-1,000
Sig. asintót. (bilateral)	0,317
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,699(a)

**Test no Paramétricos: Grupo de estudio Discrepancia Marginal Vertical media por estructura. Test U de Mann Whitney 2 a 2 para descubrir entre qué grupos se dan diferencias Estadísticamente significativas.**

**Mann-Whitney grupo 1 vs 2**

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	14,000
W de Wilcoxon	35,000
Z	-0,664
Sig. asintót. (bilateral)	0,507
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,589

**Mann-Whitney grupo 1 vs 3**

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	10,000
W de Wilcoxon	31,000
Z	-1,283
Sig. asintót. (bilateral)	0,199
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,240

**Mann-Whitney grupo 1 vs 4**

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	11,000
W de Wilcoxon	32,000
Z	-1,129
Sig. asintót. (bilateral)	0,259
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,310

**Mann-Whitney grupo 1 vs 5**

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	8,000
W de Wilcoxon	29,000
Z	-1,709
Sig. asintót. (bilateral)	0,085
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,132

**Mann-Whitney grupo 2 vs 3**

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	4,000
W de Wilcoxon	25,000
Z	-2,258
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,024</b>
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,026

**Mann-Whitney grupo 2 vs 4**

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	6,500
W de Wilcoxon	27,500
Z	-1,875
Sig. asintót. (bilateral)	0,061
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,065

### Mann-Whitney grupo 2 vs 5

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	12,000
W de Wilcoxon	30,000
Z	-1,071
Sig. asintót. (bilateral)	0,284
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,394

### Mann-Whitney grupo 3 vs 4

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	17,000
W de Wilcoxon	38,000
Z	-,160
Sig. asintót. (bilateral)	0,873
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,937

### Mann-Whitney grupo 3 vs 5

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	0,000
W de Wilcoxon	21,000
Z	-2,934
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,003</b>
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,002

### Mann-Whitney grupo 4 vs 5

	media delos impantes
U de Mann-Whitney	4,000
W de Wilcoxon	25,000
Z	-2,201
Sig. asintót. (bilateral)	<b>0,020</b>
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	0,026

## **10. RESUMEN EN INGLÉS**

## 10. RESUMEN EN INGLÉS.

**“In vitro study for the evaluation of the marginal vertical discrepancy of immediate loaded frameworks, based on the planification of guided surgery and made by CAD/CAM procedures”.**

**INTRODUCTION:** Nowadays, long term success regarding the implants is not only related to the concepts of osseointegration and survival rates, which always are crucial, but also to these concepts that our patients are demanding, which include; an esthetic and a functional result, a shorter protocol for teeth replacement, a more comfortable procedure (less pain and the avoidance of wearing removable dentures while osseointegration), so the dental team (oral surgeon, prosthodontic dentist and dental technicians) must be very well trained and coordinated in order to get a final result which includes all those items explained above.

The recent evolution of oral Implantology is supported by several factors that enhance its final success. In our study, we focus on three of them. These are guided surgery, CAD/CAM technology and immediate loading.

From the surgical point of view, guided surgery has become one of the most important innovations. Basically, it consists of a virtual treatment plan which is designed based on a patient computerized tomography while wearing a radiographic template. After that, a surgical guide is manufactured by stereolithography and placed on the patient mouth in order to guide the drilling phase and also the implant insertion. There are many articles in the literature that analyze the precision of this modality, and all of them obtained very accurate results with high precision positioning. Apart from the good results, it is also a painless technique for the patient (only flapless cases), the chairtime is reduced for both surgeon and patient, and is an easy and a very predictable technique. Regarding its disadvantages we find to that are most important, first, the lack of space in the posterior regions, which makes the access sometimes difficult or impossible in those sites, and secondly, the high cost of the guide manufacturing and the software license.

CAD/CAM systems have changed the conventional way (handmade) of making dental frameworks, ceramics, dental prostheses in the dental laboratory. At the moment, CAD/CAM is a very mature technology that simplifies dental manufacturing, with a better control and performance of the final prostheses. In relation to its precision and passive fit, most of the studies concludes that CAD/CAM systems are better than casts and conventional procedures.

CAD/CAM also allows the use of the new materials, so new solutions are brought to help dentists in their daily practice. Again however we have to mention its high cost for the daily work, but soon it will be more reduced and more laboratories will buy it.

Immediate loading is a restorative modality on which the patient wears the provisional or the definitive fixed dental prosthesis just after the implant placement. So, the implant osseointegration heals in conjunction with harmonic functional loads (full arch cases) since the beginning. Its indication depends on many factors like bone density and quality, implant torque insertion value, primary implant stability, etc. It is more recommended in the aesthetic zone, and in full arch cases. It has plenty of advantages like, psicologic aspect for the patient, bone implant contact increase, soft tissue remodeling around the prosthesis, immediate function for the patient, etc. Nevertheless, if both the patient and the dentist don't control very well the immediate loading (check the occlusion every appointment), it becomes a risky situation, and implants might fail.

**PURPOSE:** The main objective of this study is to evaluate the marginal vertical discrepancies between frameworks and all the implants inserted by using stereolithographic surgical guides, when all of them are immediately loaded using a CAD/CAM framework which is made before the surgery.

**MATERIALS AND METHODS:** 30 acrylic resin mandibular models were duplicated in resin and divided in 5 groups (6 mandibles on each group). One CT scan was made to the original model while wearing a radiographic stent, and the same treatment plan was designed for all of the cases using Facilitate™ v.12 software

(AstraTech®). Basically, It consists of 4 interforaminal implants (named 32, 31, 41 and 42 according to the FDI nomenclature). Its dimensions where 4mm width and 11mm length. After that, it was asked to create 5 equal and independent bone supported Surgiguides® (SimPlant®), based on the same treatment plan designed before. Each independent guide will be used on its group.

Before the implant “in vitro” surgery, we sent the 5 stereolitographic surgical guides to the laboratory , which then sent 5 screwed-retained CAD/CAM frameworks made on Crome-Cobaltum were constructed, one for each group. The same day, using its guide in each group, a total of 120 implants where placed in all the 30 models.

After that, we connected each framework to its group of mandibles, and the Electron Scanning Microscope (JEOL JSM 6400 Microscope) was used to measure the marginal vertical discrepancy on each group. In all the mandibular models, we analized 6 sites of each implant, three from the buccal view (mesial, central and distal aspects) and three from the lingual view (again mesial, central and distal aspects). On each site, we made 9 measurements, so we obtained 54 measurements of each implant, and as we have 4 implants on each mandible, finally we obtained 216 measurements on each mandible. All those measurements were registered using an Excel chart, and we started our Statistical Analysis by using SPSS V 14 (Inc, Chicago IL) software.

The null hypothesis of the study was that:”*there are not statistical differences between the amount of misfit while comparing all the 5 groups altogether* “.

**RESULTS:** The first part of the Statistical Analysis is a Descriptive Statistical Analysis, where we first described the misfits of implants 42, 41, 31 and 32 of all the 30 mandibles. On each implant and on each mandible, it was calculated the mean value, the standard deviation, maximum and mínimum values and percentile 25, 50 and 75.

The mean value was then calculated by first calculating the mean value of each site. We summed the 9 measurements obtained in each site, and dividing them into 9, and as we have 6 sites per implant we did the same in order to obtain one unique final



mean value of each implant, so summation of data of each site divided into 6 and we obtained that mean misfit value.

When comparing all the mandibles altogether, the best fit was registered on implant 32 (mean  $3,72\mu$  with S.D of  $7,98\mu$ ), second one was implant 31 (mean  $4,88\mu$  with S.D of  $7,94\mu$ ). Next it is implant 42 (mean  $5,41\mu$  with S.D of  $9,58\mu$ ), and the worst fit was for implant 41 (mean  $19,67\mu$  with S.D of  $29,01\mu$ ). Statistical differences were found between implants 32 and 41 (p value= $0,038$ ) while comparing the whole sample. Also we can say that differences between group implant 31 and 41 were very close to be statistically significant (p value= $0,063$ ). When we analyze the intragroups comparisons, we found that in group 3 the differences between implants 32 and implants 41 and also between implants 31 and 41, were both statistically significant (p value= $0,004$  and p value= $0,016$  respectively).

Also it was calculated the mean of marginal vertical discrepancies of each framework. It was calculated by the mean value of the four implants of each mandible. So, in the same mandible, we added the mean misfits of implants 42, 41, 31 and 32 and we divided this result between 4 and we obtained that data. It was calculated the mean value of misfit of each framework, as well as the standard deviation, the maximum and minimum values and also percentile 25, 50 and 75.

When comparing all the frameworks altogether, the results were best fit for framework 5 (mean  $0,21\mu$  with S.D of  $0,41\mu$ ), next it is framework 2 (mean  $3,98\mu$  with S.D of  $5,44\mu$ ), third position is for framework 1 (mean  $7,74\mu$  with S.D of  $8,68\mu$ ). Finally, framework 4 (mean  $14,63\mu$  with S.D of  $11,74\mu$ ), and the worst fit is for framework 3 (mean  $15,52\mu$  with S.D of  $10,10\mu$ ). Statistical differences were found between frameworks 2 and 3 (p value= $0,026$ ), between 3 and 5 (p value= $0,002$ ), and between 4 and 5 (p value= $0,026$ ). While comparing group 2 and 4, we can say that the differences weren't statistically significant but the p value was very close (p value =  $0,061$ ).

**CONCLUSIONS:** according to the results of the study we conclude that:

1. The mean marginal vertical discrepancies between implants and its framework were under 30 microns for all the mandibles.
2. There were statistical differences when comparing implant 41 to implant 32 in the whole sample of the study, and also in group 3. In this group the differences between implant 31 and 41 were also statistically significant.
3. The mean framework marginal vertical discrepancies, independently of the surgical guide used (group), were under 30 microns in all the cases.
4. We found statistical differences between frameworks in the group where it was used the surgical guide number 5 in relation to group 3 and also when comparing to group 4, and also there are statistical differences between groups 2 and 3.

## **11. RESUMEN EN ESPAÑOL**

## **1. INTRODUCCIÓN**

Las técnicas en Implantología han avanzado a pasos agigantados en los últimos años debido entre otros factores a la precisión de la cirugía guiada, al desarrollo de protocolos con éxito de carga inmediata y a la tecnología CAD/CAM. Por todo esto, este estudio propone la viabilidad de poder confeccionar prótesis implantosoportadas antes de la cirugía y que al cargarlas inmediatamente, éstas ajusten de forma pasiva.

## **2. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

La hipótesis nula formulada fue, no existen diferencias estadísticamente significativas en la cantidad de discrepancia marginal vertical de los implantes y mesoestructuras, empleando guías quirúrgicas independientes de idéntica planificación, al cargarlos de forma inmediata.

## **3. OBJETIVOS**

La finalidad general es evaluar el ajuste entre los implantes y las estructuras fabricadas a partir de un estudio radiológico y una planificación de cirugía guiada, al atornillarlas en el mismo acto quirúrgico. Como objetivos específicos analizamos:

5. El ajuste marginal vertical de cada implante de cada modelo.
6. En qué localizaciones se registran los mayores desajustes y si hay diferencias estadísticamente significativas.
7. Cuantificar el ajuste de cada estructura protética en función de la guía quirúrgica estereolitográfica empleada.
8. La influencia de las férulas estereolitográficas confeccionadas para el estudio en los ajustes finales de las estructuras.

## **4. MATERIAL Y MÉTODO**

A partir de un modelo mandibular original al cual se le realizó un estudio tomográfico, se duplicaron 30 modelos y se distribuyeron en 5 grupos. Con el software Facilitate™ se planificó la colocación de 4 implantes intermentonianos con cirugía guiada. Se solicitaron 5 guías quirúrgicas (SurgiGuide®) de soporte óseo basadas en la misma planificación que se usaron para primero fabricar 5 modelos de trabajo, y sobre ellos confeccionar 5 estructuras CAD/CAM de Cromo-Cobalto. Posteriormente se emplearon para colocar un total de 120 implantes (cada grupo con su correspondiente guía), y se atornilló a cada grupo su mesoestructura. Analizamos con microscopía electrónica de barrido las discrepancias marginales verticales de cada uno de los implantes en 6 localizaciones y se agruparon esos datos en las variables discrepancia marginal vertical del implante y de la estructura.

## **5. RESULTADOS**

Respecto a la discrepancia marginal vertical de cada implante, el 60-83 por ciento de los casos mostraron cifras por debajo de 30 micras existiendo diferencias estadísticamente significativas intergrupos entre el implante 32 (media 3,72 micras y desviación estándar 7,98 micras) y el implante 41 (media 19,67 micras y desviación estándar 29 micras). A nivel intragrupo, en el grupo 3 también existieron diferencias estadísticamente significativas entre el implante 32 y el 41, al igual que al comparar los implantes 31 y 41. Respecto a la discrepancia marginal vertical de cada estructura, el 76 por ciento de los casos registró valores por debajo de 30 micras y se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre grupo 5 (media 0,21 micras y desviación estándar 0,41 micras) y grupo 3 (media 15,52 micras y desviación estándar 10,10 micras), grupo 5 y grupo 4 (media 14,63 micras y desviación estándar 11,74 micras), y grupo 2 (media 3,98 micras y desviación estándar 5,44 micras) y grupo 3.

## **6. CONCLUSIONES**

5. Los valores de desajuste marginal vertical entre la estructura y el implante muestran de media cifras inferiores a 30 micras.
6. Se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre los implantes 41 y 32, tanto en la muestra total como dentro del grupo 3, donde también hubo significación al comparar los implantes 31 y 41.
7. El ajuste marginal vertical de cada estructura, independientemente de la guía quirúrgica empleada, obtuvo medias inferiores a 30 micras.
8. Encontramos diferencias estadísticamente significativas entre los ajustes de las estructuras del grupo 5 al compararlo con el grupo 3 y 4, y también al comparar el grupo 2 con el 3.